



## Diplomová práce

# Numerická simulace kmitání syntetického modelu hlasivek

*Studijní program:*

N0914P360003 Biomedicínské inženýrství

*Autor práce:*

**Bc. Martina Němcová**

*Vedoucí práce:*

doc. Ing. Petr Šidlof, Ph.D.

Ústav nových technologií a aplikované  
informatiky

Liberec 2023



## Zadání diplomové práce

# Numerická simulace kmitání syntetického modelu hlasivek

*Jméno a příjmení:* **Bc. Martina Němcová**  
*Osobní číslo:* D20000040  
*Studijní program:* N0914P360003 Biomedicínské inženýrství  
*Zadávací katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* 2021/2022

## Zásady pro vypracování:

### Cíle práce:

1. Seznamte se se základy mechaniky pružných těles a mechaniky tekutin se zaměřením na partie, které popisují fyzikální principy tvorby lidského hlasu.
2. Proveďte rešerši fyzikálních (syntetických) modelů hlasivek, které jsou ve světě používány. Soustředte se na to, jakým způsobem je v těchto modelech aproximována histologická struktura skutečných hlasivek.
3. Ve výpočetním softwaru COMSOL Multiphysics sestavte numerický model syntetických hlasivek vyvinutých na Ústavu termomechaniky AV ČR ve frekvenční oblasti. Vypočítejte vlastní frekvence a vlastní tvary kmitání pro zadané geometrické a materiálové parametry.
4. Sestavte numerický model interakce syntetické hlasivky s prouděním. Pro vývoj a testování modelu použijte 2D konfiguraci, na závěr vyzkoušejte, zda je na dostupném výpočetním hardware realizovatelná (s přiměřeným rozlišením výpočetní sítě) i simulace ve 3D. Připravte, spusťte a vyhodnoťte numerickou simulaci několika kmitů syntetické hlasivky vyvolaných prouděním vzduchu.

### Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Lidský hlas vzniká v hlasivkové štěrbině. Vlivem interakce vydechovaného proudu vzduchu s viskoelastickými tkáněmi hlasivek dochází k rozkmitání hlasivek na základní frekvenci  $F_0$ . Zdrojový akustický signál je dále formován (filtrován) vokálním traktem. Frekvence  $F_0$  je ovlivněna tvarem, rozměrem a hmotností hlasivek a aktivací hlasivkových svalů. Pro studium tohoto děje jsou často používány fyzikální syntetické in-vitro modely, obvykle na bázi silikonových nebo polyuretanových hmot. Jeden z takovýchto modelů je vyvíjen i v ČR na Ústavu termomechaniky AV ČR. Vývoj a výroba různých modifikací tohoto modelu je časově i finančně náročná, pro další vývoj tohoto modelu a výzkum mechanismů tvorby lidského hlasu by bylo velmi užitečné mít k dispozici numerický model, který by byl schopen ve frekvenční oblasti predikovat vlastní tvary a frekvence, a v časové oblasti samobuzené kmitání syntetických hlasivek vlivem proudícího vzduchu.

### Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

1. Jakým způsobem lze ve výpočetním softwaru COMSOL Multiphysics modelovat vlastní frekvence a tvary syntetické hlasivky, která je tvořena silikonovou dutinou naplněnou vodou?
2. Jakým způsobem lze sestavit v časové oblasti numerický model velmi komplikovaného děje, jímž jsou samobuzené kmity hlasivek?
3. Jak těsně souvisí predikované vlastní frekvence s frekvencí samobuzených kmitů, a jak tato frekvence závisí na rychlosti proudění?

### Metoda:

Numerická simulace

### Technika práce, vyhodnocení dat:

Po počáteční rešerši bude technikou práce příprava numerických modelů v SW Comsol Multiphysics a následná realizace 2D a 3D numerických simulací ve frekvenční a časové oblasti. Náročnější výpočty budou realizovány na výpočetních serverech NTI FM TUL. Vizualizace výsledků a vyhodnocení dat bude probíhat ve zmíněném SW Comsol Multiphysics.

### Místo a čas realizace výzkumu:

09/2021 – 05/2022, FM TUL

### Vzorek:

Geometrie výpočetního modelu bude specifikována na základě vzorků syntetických modelů hlasivek vyvinutých na ÚT AV ČR.

### Rozsah práce:

Rozsah diplomové práce činí 70-90 stran.

### Forma zpracování kvalifikační práce:

Tištěná a elektronická.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování práce:

tištěná/elektronická

Jazyk práce:

čeština

## Seznam odborné literatury:

- BECKER, Stefan et al. 2009. Flow-structure-acoustic interaction in a human voice model. *Journal of the Acoustical Society of America*. **125**(3), 1351–1361. DOI 10.1121/1.3068444.
- HORÁČEK, Jaromír et al. 2016. Impact Stress in a Self-Oscillating Model of Human Vocal Folds. *Journal of Vibration Engineering & Technologies*. **4**(3), 183–190. ISSN 2321-3558.
- HORÁČEK, Jaromír et al. 2021. Experimental modelling and human data of glottal area declination rate for vowel and semi-occluded vocal tract phonation. *Biomedical Signal Processing and Control*. **66**, 102432. DOI: 10.1016/j.bspc.2021.102432.
- KNIESBURGES, Stefan et al. 2011. In vitro experimental investigation of voice production. *Current Bioinformatics*. **6**(3), 305–322. DOI: 10.2174/157489311796904637.
- KNIESBURGES, Stefan et al. 2017. Effect of the ventricular folds in a synthetic larynx model. *Journal of Biomechanics*. **55**(4), 128–133. DOI 10.1016/j.jbiomech.2017.02.021.
- LASOTA, Martin et al. 2021. Impact of the Sub-Grid Scale Turbulence Model in Aeroacoustic Simulation of Human Voice. *Applied Sciences*. **11**(4), 1970. DOI: 10.3390/app11041970.
- LODERMEYER, Alexander et al. 2018. Aeroacoustic analysis of the human phonation process based on a hybrid acoustic PIV approach. *Experiments in Fluids*. **59**(1), 1–15. DOI 10.1007/s00348-017-2469-9.
- MIGIMATSU, Kishin a Isao T. TOKUDA. 2019. Experimental study on nonlinear source-filter interaction using synthetic vocal fold models. *The Journal of the Acoustical Society of America*. **146**(2), 983. DOI: 10.1121/1.5120618.
- NETTER, Frank H. 2016. *Netterův anatomický atlas člověka*. Brno: CPRESS. ISBN 978–80–264–1176–5.
- PARK, Jong B. a Luc MONGEAU. 2008. Experimental investigation of the influence of a posterior gap on glottal flow and sound. *The Journal of the Acoustical Society of America*. **124**(2), 1171. DOI 10.1121/1.2945116.
- ŠIDLÓF, Petr et al. 2011. Measurement of flow separation in a human vocal folds model. *Experiments in Fluids*. **51**, pp. 123–136. DOI 10.1007/s00348-010-1031-9.
- SYNDERGAARD, Kyle L. et al. 2016. Measuring contact area in synthetic vocal fold replicas using electrical resistance. *The Journal of the Acoustical Society of America*. **139**(4), 2221–2221. DOI 10.1121/1.4950661.
- THOMSON, S. L., L. MONGEAU a S. FRANKEL. 2005. Aerodynamic transfer of energy to the vocal folds. *Journal of the Acoustical Society of America*. **118**(3 Pt 1), 1689–1700. DOI 10.1121/1.2000787.
- TITZE, Ingo R. 2000. *Principles of Voice Production*. Englewood Cliffs: Prentice Hall. ISBN 0-13-717893-X.
- VAMPOLA, Tomáš et al. 2020. Influence of nasal cavities on voice quality: Computer simulations and experiments. *The Journal of the Acoustical Society of America*. **148**(5), 3218–3231. DOI: 10.1121/10.0002487.

Vedoucí práce:

doc. Ing. Petr Šidlof, Ph.D.

Ústav nových technologií a aplikované informatiky

Datum zadání práce:

30. listopadu 2021

Předpokládaný termín odevzdání: 29. července 2022

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc.,  
MBA  
děkan

## Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má diplomová práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

**Rozhodnutí o žádosti studenta**  
**Jiný typ žádosti, uveďte se cílem žádosti ručně**

Jméno a příjmení: **Martina Němcová**

Osobní číslo: **D20000040**

Datum podání žádosti **27.04.2023**

**Rozhodnutí děkana ze dne 28.04.2023 :**

**VYHOVĚL**

**Odůvodnění**

**Poučení**

Rozhodnutí nemá odvolání.

**Rozhodnutí rektora ze dne**

**NEUVEDENO**

**Odůvodnění:**

## **Poděkování**

Poděkování patří vedoucímu mé diplomové práce doc. Ing. Petru Šidlofovi, Ph.D. za cenné rady, připomínky, lidský přístup a zkušenosti z oboru, které mi za dobu práce na této diplomové práci předával. Ráda bych také poděkovala své rodině a blízkým, kteří mě při studiu podporovali.

# ANOTACE

**Autor:** Bc. Martina Němcová

**Instituce:** Fakulta zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci

**Název práce:** Numerická simulace kmitání syntetického modelu hlasivek

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Petr Šidlof, Ph.D.

**Počet stran:** 85

**Počet příloh:** 2

**Rok obhajoby:** 2024

## **Anotace:**

Tato diplomová práce je zaměřena na numerické simulace módů kmitání syntetického modelu hlasivek ve frekvenční oblasti a interakce syntetických hlasivek s prouděním v časové oblasti, jejichž předlohou je existující fyzikální model. Cílem práce je vytvoření podpůrného numerického modelu pro další vývoj fyzikálních syntetických maket hlasivek. Teoretická část práce obeznamuje čtenáře s anatomicko-fyziologickým kontextem fonace i její fyzikální podstatou. Experimentální část je věnována vývoji těchto simulací a jejich zhodnocení. Výstupem z práce jsou numerické modely simulující danou problematiku v software COMSOL Multiphysics.

**Klíčová slova:** numerická simulace, fonace, vlastní frekvence, interakce proudění se strukturou

# ANNOTATION

**Author:** Bc. Martina Němcová

**Institution:** Faculty of Health Studies, Technical University of Liberec

**Title:** Numerical simulation of oscillation of a synthetic vocal fold model

**Supervisor:** doc. Ing. Petr Šidlof, Ph.D.

**Pages:** 85

**Apendix:** 2

**Year:** 2024

**Annotation:**

This master's thesis focuses on numerical simulations of eigenmodes and fluid-structure interaction, based on an existing physical model. The main goal is to create an auxiliary numerical model for the future development of the synthetic vocal folds. The theoretical part of the thesis acquaints the reader with the anatomical-physiological context of phonation and its physical principles. The experimental section is dedicated to the development of these simulations and their evaluation. The output of the thesis consists of numerical models simulating the given issue in COMSOL Multiphysics.

**Keywords:** numerical simulation, phonation, eigenfrequency, fluid-structure interaction



# Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	11
1 Úvod.....	12
2 Teoretická část.....	14
2.1 Fonace.....	14
2.2 Anatomie a fyziologie lidského vokálního traktu .....	14
2.2.1 Řízení fonace.....	15
2.2.2 Dýchací soustava.....	15
2.2.3 Hlasové ústrojí .....	17
2.2.4 Hlasivky .....	19
2.2.5 Ústrojí modifikující .....	21
2.3 Fyzikální podstata oscilace hlasivek .....	23
2.3.1 Vlastní tvar a frekvence .....	24
2.4 Proudění v průdušnici, hlasivkách a vokálním traktu .....	26
2.4.1 Tekutiny .....	27
2.4.2 Vlastnosti tekutin.....	28
2.4.3 Děje zapříčiňující a provázející fonaci .....	30
2.5 Poruchy hlasu a metody hlasové terapie.....	32
3 Experimentální část .....	35
3.1 Cíle práce a výzkumné otázky .....	35
3.2 Metodika výzkumu.....	36
3.2.1 Numerické simulace .....	36
3.2.2 COMSOL Multiphysics.....	38
3.3 Přehled modelů hlasivek ve světě .....	40
3.3.1 Statické modely .....	40
3.3.2 Modely s externím pohonem .....	41

3.3.3 Samobuzené syntetické modely .....	42
3.3.4 Samobuzený model vyvíjený na ÚT AV ČR.....	43
3.4 Model ve frekvenční oblasti.....	46
3.4.1 Materiály .....	48
3.4.2 Nastavení okrajových podmínek.....	50
3.4.3 Nastavení výpočetní sítě a solveru .....	53
3.5 Model pro simulaci FSI v časové oblasti.....	55
3.5.1 Materiály .....	57
3.5.2 Nastavení okrajových podmínek.....	57
3.5.3 Arbitrary Lagrangian-Eulerian Method (ALE).....	63
3.6 Výsledky simulací .....	64
3.6.1 Modální analýza .....	64
3.6.2 FSI–2D konfigurace .....	68
3.6.3 FSI–3D konfigurace .....	72
3.7 Vyhodnocení cílů práce .....	73
4 Diskuze .....	74
5 Návrh doporučení pro praxi .....	76
6 Závěr .....	77
Seznam použité literatury.....	78
Seznam příloh.....	85
Příloha A: Vlastní tvary na zbylých frekvencích.....	86
Příloha B: Vybrané snímky 2D simulace FSI.....	88

## Seznam symbolů a zkratk

CNS	Centrální nervová soustava
dw	předeprnutí hlasivek modelu
FSI	Fluid-structure interaction
p0	Počáteční přetlak
ÚT AV ČR	Ústav termomechaniky Akademie věd České republiky

# 1 Úvod

Hlas je nedílnou součástí lidského života. Poprvé ho používáme již v prvních vteřinách našeho bytí ke komunikaci s matkou. Od té doby nám, stejně jako mnoha dalším živočichům, slouží k dorozumívání se s okolním světem. U člověka je navíc prostředkem k tvorbě artikulované řeči, která je základním kamenem naší společnosti. Jeho typické vlastnosti, jako je výška a barva, neodmyslitelně patří k charakteristickým znakům člověka a jeho osobnosti. Vyjadřujeme jím emoce, informujeme jeho pomocí sebe i ostatní. Hlas nás dennodenně obklopuje a je vnímán jako běžná součást našeho světa. Často až ve chvíli, kdy se setkáme s hlasovou poruchou či úplnou ztrátou, jasněji vnímáme jeho nezanedbatelnou hodnotu.

Abychom mohli hlasové dysfunkce uspokojivě a úspěšně řešit, je třeba proces fonace dobře pochopit. Tvorba hlasu je komplexním dějem, který bude rozebrán v následujících částech práce. Navzdory množství současných znalostí je třeba hlas dále podrobně studovat, neboť nynější způsoby řešení jeho poruch či ztráty nejsou dokonalé, a je tak záhodno tyto metody inovovat či hledat jiné, pokročilejší a život více usnadňující.

Způsobů, jak hlas studovat, je několik. Studium fonace in-vivo, které by poskytlo nejrelevantnější data, je nepříjemné, u mnoha lidí téměř nemožné, poněvadž lze provést pouze za plného vědomí studovaného subjektu. Měření v subglotické oblasti takto navíc nelze provést. K provedení měření in-vivo lze použít například flexibilní videoendoskop, tato metoda ovšem není vzhledem k obtížnosti provedení obvyklá. Dalším způsobem studia tvorby hlasu jsou měření provedená na vyjmutých lidských hrtanech, tato varianta však naráží na etické problémy, kvůli kterým je lidská tkáň k výzkumným účelům obtížně přístupná. Místo lidských lze při experimentech použít například hrtany psí, ovčí nebo prasečí, jelikož je jejich charakter podobný lidskému hrtanu (Alipour, Finnegan a Jaiswal, 2013). I tato metoda však naráží na problémy nejen s uchováním tkáně a jejích vlastností, ale také s podmínkami při experimentu, jako je stabilita okolní teploty i teploty zvířecí tkáně a vlhkosti obou zmíněných. Další metodou studia fonace je použití fyzikálních syntetických in vitro modelů na bázi silikonu či polyuretanu. Takové modely jsou v současnosti vyvíjeny i v České republice na Ústavu termomechaniky Akademie věd ČR (Horáček et al., 2016).

Všechny již zmíněné techniky studia fonace naráží na jistá úskalí, z nichž nejvýznamnější jsou časová náročnost, nutnost zajištění laboratorních podmínek a špatná dostupnost studijních vzorků. Poslední metodou, která zde bude jmenována a která bude předmětem této práce, je vývoj numerických modelů. Ty nám umožňují získat aproximovaná řešení různých fyzikálních problémů bez velké časové a technické náročnosti za pomoci výpočetního výkonu počítače. Numerický model je totiž kombinací mnoha složitých matematických rovnic, které jsou počítačem řešeny a jejichž výsledkem je právě aproximace řešení daného fyzikálního problému. Pro další vývoj in-vitro modelů by tak bylo užitečné sestavit numerický model, jehož parametry bude možné snadno měnit a jenž bude účinně predikovat výsledky dané fyzikální problematiky.

Vývoj takového numerického modelu, který se bude zabývat konkrétně modální analýzou a interakcí tekutiny s elastickým pevným materiálem, a který bude sloužit jako podpůrný numerický model pro vývoj a optimalizaci syntetického modelu hlasivek vyvíjeného na ÚT AV ČR, je cílem této diplomové práce.

## **2 Teoretická část**

Fonace je netriviální, komplexní děj. K jeho porozumění je nezbytné chápat základy fyzikálních jevů, jež při fonaci probíhají. Potřeba je také orientovat se ve stavbě a struktuře orgánů, díky nimž hlas vzniká. Proto bude v následujících kapitolách pohovořeno jak o anatomii, tak o fyziologii lidského hlasového ústrojí. Krátce bude v teoretické části práce také pojednáno o hlasových poruchách, které jsou primárním důvodem dalšího studia fonace, a metodách diagnostiky hlasu.

Bude zde také zjednodušeně prezentována základní biomechanika tkání hrtanu, popsána podstata oscilace tkání hlasivek a vysvětlena teorie vlastních tvarů a frekvencí. Opomenout nelze ani stručný exkurz do mechaniky tekutin.

### **2.1 Fonace**

Hlasivky jsou primárním zdrojem lidského hlasu. Jejich viskoelastickými tkáněmi ve fonačním postavení prochází vydechovaný vzduch a následkem této interakce se hlasivky rozkmitávají. Lidské hlasivky mají sice typickou stavbu, liší se ale u jednotlivců svým rozměrem, hmotností i tvarem. Tato anatomická rozmanitost spolu s činností hlasivkových svalů ovlivňují výslednou frekvenci kmitání hlasivek, jež udává výsledný tón. Vzniká tak zvuk, který bychom sice za lidský hlas neoznačili, který je však pro finální výsledek nepostradatelný. Tento zvuk je následně přetvářen a zesilován průchodem vokálním traktem, jeho rezonančními dutinami a artikulačním ústrojím. Průchod zvuku tvořeného kmitajícími hlasivkami touto soustavou lze zjednodušeně chápat jako jeho transformaci pomocí soustavy rezonátorů a filtrů, jejichž vlivem konečně vzniká hlas takový, jaký ho známe (Vydrová et al., 2017).

### **2.2 Anatomie a fyziologie lidského vokálního traktu**

Lidský hlas vzniká součinností mnoha struktur a ústrojí. Krátce zde bude shrnuto, jaké části centrálního nervového systému se do tvorby řeči zapojují. Dostatečně podrobně bude v této kapitole rozvedena anatomie a fyziologie těch částí lidského vokálního traktu,

jež úzce souvisí s naší oblastí výzkumu, tedy struktur hrtanu a jeho měkkých tkání. Bude tu také krátce popsáno rezonančně-artikulační ústrojí, jenž se zasazuje o výslednou podobu lidského hlasu a umožňuje vznik artikulované řeči. Dále zde bude ve stručnosti pohovořeno o respiračním aparátu, bez jehož činnosti by k fonaci nemohlo docházet.

### **2.2.1 Řízení fonace**

Veškeré části hlasového ústrojí a jejich činnosti jsou řízeny centrální nervovou soustavou, a tak je také vhodné ji stručně zmínit jako nedílnou součást fonace.

Samotný vznik hlasu je řízen sérií několika částí CNS. Nejprve vzniká představa hlasu a zvuku v mozkové kůře. Tato představa putuje ve formě elektrického signálu vedeného neurony do precentrálního záhybu motorického centra mozku, a pak je vedena do motorických jader mozkového kmene a míchy. Zde jsou zformovány kompletní pokyny, jejichž zásluhou je koordinovaná výsledná aktivita dýchacích svalů a svalů hrtanu. Motorickou kontrolu řeči má potom na starosti Brocovo centrum mozku. To se nachází většinou na straně dominantní hemisféry frontálního laloku koncového mozku a jeho činnost koriguje především funkci mimických svalů. Ty hrají zejména artikulační roli. Výsledkem souhry výše jmenovaných řídicích struktur je už produkce daného zvuku. Pro správnou funkci hlasu je nepostradatelný i zpětnovazebný mechanismus, jenž zpracovává slyšený zvuk a dává o něm zprávu přes mozkový kmen do mozkové kůry. Na principu zpětné vazby též fungují mnohá sensorická nervová zakončení, která se nachází v jednotlivých svalech hrtanu.

Těžké poruchy tvoření hlasu mohou být způsobeny právě neurogenními poruchami koordinace pohybových funkcí fonace (Vydrová et al., 2017).

### **2.2.2 Dýchací soustava**

Respirační trakt, českým termínem dýchací soustava, je soustava orgánů zabezpečující výměnu plynů mezi lidským tělem, konkrétně krví, a vnějším prostředím, tedy atmosférou. Skládá se z plic, horních cest dýchacích a dolních cest dýchacích (Netter, 2020).

Plíce jsou párovým orgánem mající tvar podobný trojúhelníku. Jsou uloženy v dutině hrudní a mezi nimi je prostor, který označujeme středohrudí, v němž je uloženo srdce a jímž vedou významné cévy, nervy a jícn. Pravá plíce má 3 laloky a je větší než levá, která se skládá pouze ze dvou laloků. Tento rozdíl je způsoben uložením srdce. Plicní báze naléhá na bránici, hlavní dýchací sval. Vnější povrch plic kopíruje tvar hrudní stěny a směrem k hlavě míří plicní hrot. Plíce jsou vlastním orgánem vitálního děje, plicní ventilace. Tou označujeme výměnu plynů mezi vnějším prostředím a organismem, při níž je přijímán kyslík a vylučován oxid uhličitý (Naňka et al., 2015). Zatímco celkový objem plic dospělého člověka přesahuje 5 litrů, hodnota běžného nádechu se pohybuje kolem půl litru vzduchu (Guyton a Hall, 2006).

Dolní cesty dýchací jsou tvořeny hrtanem, průdušnicí a průduškami. Hrtan je dutý orgán sestávající z chrupavek, jež jsou spojeny vazy. Jeho stavba i funkce budou podrobněji rozebrány v následující kapitole, jelikož má hrtan nejen respirační, ale také významnou fonační funkci. Průdušnice neboli trachea je trubicovitý orgán dlouhý asi 12 cm, který je vyztužen podkovovitými chrupavkami. V oblasti 4. až 5. hrudního obratle se trachea dělí na dvě průdušky, pravou a levou. Ty jsou také zpevněny chrupavkami a mají proměnlivý průsvit díky funkci hladké svaloviny. Dále se průdušky dělí na průdušinky, které přivádí vzduch přímo do plicních sklípků, a jsou tak poslední částí dolních cest dýchacích (Netter, 2020).

Dutina nosní, vedlejší dutiny nosní a nosohltan společně tvoří horní cesty dýchací. Dutina nosní začíná nosními dírkami, ústí do nosohltanu. Vedlejší nosní dutiny jsou s ní spojeny systémy kanálků a lze je nalézt v horní čelisti, v čelní kosti, v kosti čichové a klínové. Horní cesty dýchací slouží primárně k zvlhčení, oteplení a pročištění inspirovaného vzduchu, svou roli ale hrají také při fonaci, jíž se účastní jako rezonátory a filtry primárního hlasu, tedy akustického signálu, jenž je tvořen v hrtanové části respiračního traktu (Rokyta, 2016).

Dýchací soustava slouží v prvé řadě k zajištění fyziologického dýchání. Pohyb vzduchu do respiračního traktu zajišťuje dýchací svalstvo. Výdech je pasivním procesem z hlediska respiračního, z hlediska fonetického se ale jedná o děj aktivní. Při fonaci se totiž výdechu účastní expirační svalstvo, tedy svaly břišní, vnitřní mezižeberní a další, které určují rychlost vydechovaného vzduchu i celkový objem výdechu. Oproti běžnému poměru doby vdechu a výdechu 2:3 se tak při řeči či zpěvu tento poměr mění až na 1:12.

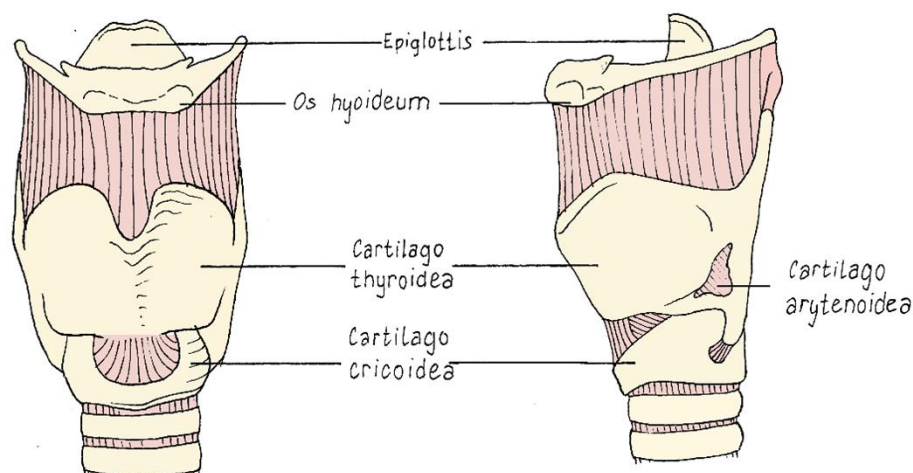


Objem inspirovaného vzduchu během řeči je navíc asi trojnásobný oproti obvyklému vdechu (Silbernagl a Despopoulos, 2016).

### 2.2.3 Hlasové ústrojí

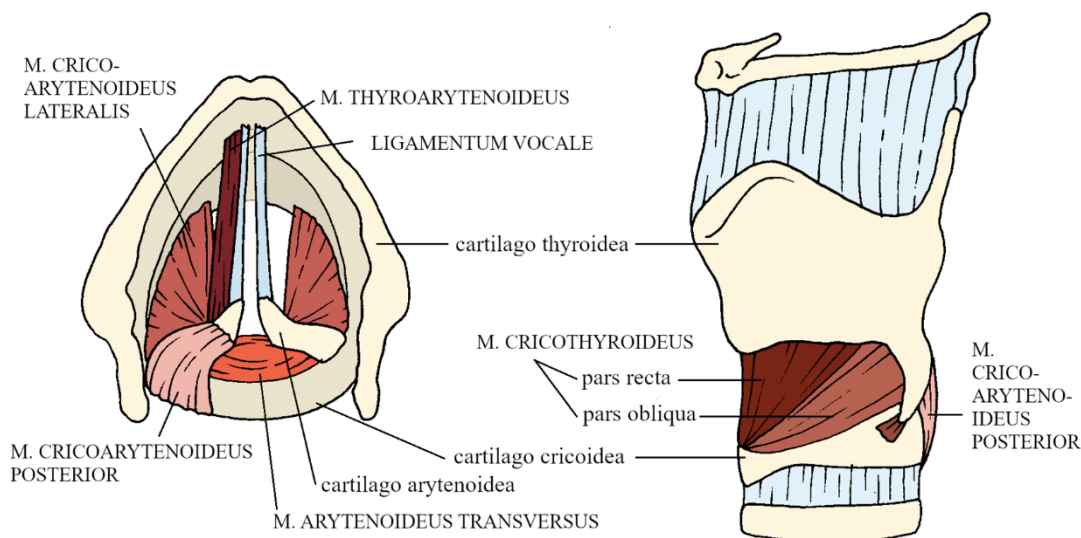
Ústrojí odpovědné za tvorbu zdrojového hlasu se nazývá fonační a nachází se v hrtanu. Hrtan, latinským názvem larynx, je trubicovitý orgán utvořený z chrupavek. Ty jsou mezi sebou spojeny pomocí svalů a vazů a tato spojení jsou tak pohyblivá.

Nejmohutnější chrupavkou hrtanu je chrupavka štítná neboli *cartilago thyroidea*. Pomocí kloubu je spojena s chrupavkou prstencovou, *cartilago cricoidea*, jež je pojmenována podle svého tvaru, který připomíná pečetní prsten. Tato chrupavka obklopuje dýchací cesty ze všech stran a nasedají na ni chrupavky hlasivkové, *cartilagines arytenoideae*, dalším, velice flexibilním kloubním spojením. Chrupavky hlasivkové se svým tvarem podobají trojbokému jehlanu a jsou nedílnou součástí tvorby hlasu, poněvadž je na ně upnut hlasivkový vaz, *ligamentum vocale*. Tento vaz je součástí samotného orgánu hlasu, hlasivky. Díky výše zmíněnému flexibilnímu kloubnímu spojení je možná řada pohybů, v jejichž důsledku se hlasivky napínají či povolují a také se vzájemně přibližují nebo oddalují. *Epiglottis*, českým názvem příklopka hrtanová, je struktura umožňující aktivní uzavření dýchacích cest při polykání. Svým tvarem připomíná list a je spojena vazivově s chrupavkou štítnou (Titze, 2000). Zmíněné chrupavky jsou vyobrazeny na obrázku 1.



Obr. 1: Chrupavky hrtanu (vlastní ilustrace, předlohou Titze, 2000, s. 5)

Chrupavčité struktury hrtanu jsou propojeny příčně pruhovaným svalstvem, díky kterému je možný vzájemný pohyb těchto struktur. Tyto svaly lze řadit do dvou skupin – svaly vnitřní a vnější. Vnější svalstvo zajišťuje pohyb celého hrtanu například při polykání, jelikož ho spojuje se strukturami v jeho okolí jako je hrudní kost či jazyk. Z našeho hlediska, tedy z hlediska pochopení mechanismu fonace, je ale podstatnější vnitřní příčně pruhované svalstvo hrtanu (Netter, 2020). Významné svaly z hlediska fonace jsou zobrazeny na obrázku 2.



Obr. 2: Schéma významných svalů a chrupavek hrtanu (vlastní ilustrace, předlohou Titze, 2000, s. 12)

Štíthlasivkový sval, *musculus thyroarytenoideus*, tvoří společně s hlasivkovým vazem a sliznicí samotné tělo hlasivky. Spojuje na obou stranách hlasivkové chrupavky s chrupavkou štítnou, takže jeho kontrakce způsobuje přitažení hlasivkových chrupavek frontálním směrem, to znamená směrem k chrupavce štítné. Kontrakce tak hlasivku zesílí a zkrátí. V některých zdrojích je tento sval dále dělen na části *musculus thyrovocalis* a *thyromuscularis*, z nichž podle hypotézy plní *thyromuscularis* funkci rychlého zkrácení hlasivky, kdežto *thyrovocalis* odpovídá za jemné ladění napětí středních vláken štíthlasivkového svalu (Titze, 2000).

Na dvě části se také dělí sval štítoprstencový, *musculus cricothyroideus*. Obě části, vertikálněji vedoucí mediální část *pars recta* i šikmě vedoucí laterálně položené snopce *pars obliqua*, začínají na zevním oblouku *cartilago cricoidea*,

tedy chrupavky prstencové. Upínají se pak na spodním okraji ploténky štítné chrupavky (Netter, 2020). Štítoprstencový sval zapříčiňuje svou kontrakcí zvednutí prstencové chrupavky a naklonění štítné chrupavky vpřed. Toto dopředné naklonění napíná hlasivkové vazy, což je primárním mechanismem řízení výšky tónu.

Za addukci neboli přitažení hlasivkových vazů vzájemně k sobě a vnitřní rotaci hlasivkové chrupavky odpovídá boční prstencohlasivkový sval, *musculus cricoarytenoideus lateralis*. Naopak abdukční funkci, tedy rozestoupení hlasivkových vazů, rozevření hlasivkové štěrbiny a její udržení v respiračním postavení, má na starosti zadní prstencohlasivkový sval, *musculus cricoarytenoideus posterior* (Titze, 2000).

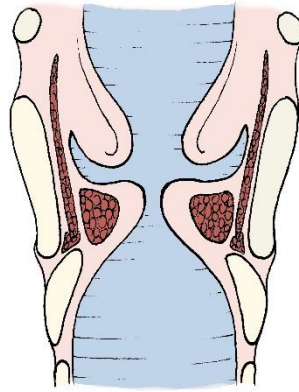
Zvednutí hrtanové příklopky zajišťuje štítopříklopkový sval, *musculus thyreoepiglotticus*. Mezi vnitřní svaly se ještě řadí příčné a šikmé hlasivkové svaly, *musculus arytenoideus transversus* a *obliquus* a hlasivkopříklopkový sval, *musculus aryepiglotticus* (Netter, 2020).

#### **2.2.4 Hlasivky**

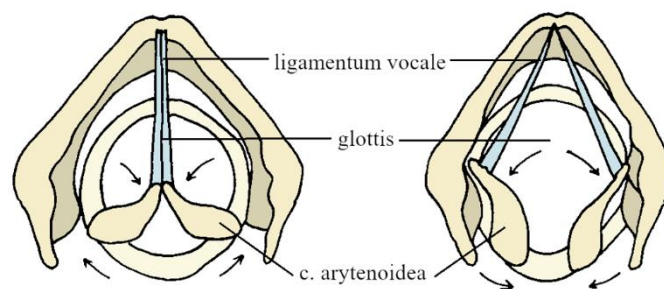
Hlasivky, jak bylo již výše zmíněno, jsou párovým orgánem uloženým horizontálně na vnitřní stěně nejužší části hrtanu, tedy v úrovni důležitých chrupavek hrtanu, jmenovitě především chrupavky štítné. Na jejich povrchu se nachází sliznice, která pokrývá hlasivkové vazy a štítohlasivkové svaly tvořící vlastní tělo hlasivek.

Zatímco se kaudálním směrem pod hlasivkami žádná s nimi související struktura nenachází a hlasivky zde volně přecházejí ve stěnu hrtanu, kraniálním směrem se nad nimi nalézají takzvaný nepravý hlasivkový vaz neboli ventrikulární řasa, jež je od hlasivek oddělena hrtanovou výchlípkou. *Glottis* je název štěrbiny, která je patrná v prostoru mezi hlasivkami. Její tvar je proměnlivý v závislosti na postavení hlasivek (Naňka et al., 2015). Zatímco při dýchání nabývá vzhledem k abdukci hlasivek podoby rovnoramenného trojúhelníku, při fonaci se vlivem napnutí a vzájemnému přiblížení hlasivek, tedy jejich addukci, stává tenkou štěrbinou. Vzniklou štěrbinou proudí při výdechu vzduch z plic a rozechvívá napjaté hlasivky, jejichž oscilace dává vzniknout proudu vzduchu pulsatilního charakteru. Tímto mechanismem vzniká primární hlas. Morfologie hrtanu je pro ucelenější představu graficky prezentována pomocí řezu

na obrázku 3. Na následujícím obrázku 4 je pak vyobrazeno postavení hlasivek jak fonační, tak respirační.



Obr. 3: Schématický řez tkáněmi hrtanu (vlastní ilustrace, předlohou Netter, 2020, s. 80)

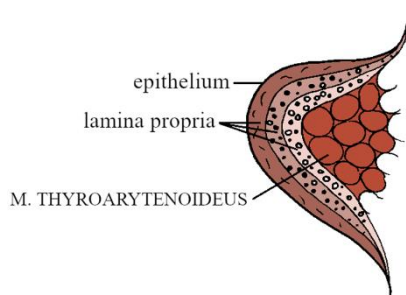


Obr. 4: Fonační (vlevo) a respirační postavení hlasivek (vpravo) (vlastní ilustrace, předlohou Netter, 2020, s. 81)

Hlasivky zde již byly popsány z obecného, funkčního i morfologického hlediska. Pomocí hlediska histologického, tedy hlediska zabývajícího se mikroskopickou strukturou tkání, lze ještě lépe nahlédnout do zdánlivě jednoduché role hlasivek při tvorbě primárního hlasu.

Tvar hlasivek determinuje asi 0,1 mm tlusté pevné pouzdro tvořené dlaždicovým epitelem. Epitel je typ tkáně s převahou buněk s minoritním obsahem mezibuněčné hmoty. Dlaždicový epitel je mechanicky odolný a jeho název vychází z plochých buněk, které ho tvoří. Podslizniční vrstva, jež se nachází pod epitelem, je dále dělena na tři typy vrstvené pod sebou a nazývá se *lamina propria*. První vrstva ležící nejbliže povrchu

obsahuje zejména neuspořádaná elastinová vlákna a intersticiální tekutinu. Elastinová vlákna zprostředkovávají elastické protažení tkáně, jak už název napovídá. Vyskytují se také v dalším, hlubším typu podslizniční vrstvy, tentokrát ale především v uniformě orientovaném postavení, konkrétně v anteriorně-posteriorním směru. Mezi nimi se minoritně vyskytují i vlákna kolagenní, která elongaci zamezují a jsou hojně zastoupena v nejhlubší podslizniční vrstvě, ve které jsou uniformě orientována stejným způsobem, jako elastinová vlákna ve střední vrstvě (Sato, Hirano a Nakashima, 2000). Nejhlubší strukturou hlasivek je štítohlasivkový sval. Ten je z histologického hlediska stejný, jako ostatní svaly ze skupiny příčné pruhovaných. Příčné pruhování je zapříčiněno vzájemným uspořádáním aktinu a myosinu, kontraktilních bílkovin, jež jsou nosiči kontrakce, tedy podélného zkrácení svalu nebo zvýšení svalového tonu (Titze, 2000). Schématický řez tkáněmi hlasivek je vyobrazen na obrázku 5.

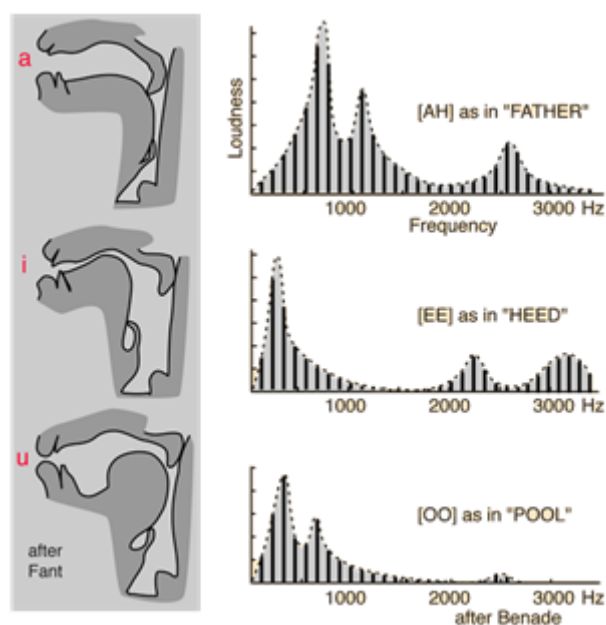


Obr. 5: Schématický řez tkáněmi hlasivky (vlastní ilustrace, předlohou Titze, 2000, s. 17)

### 2.2.5 Ústrojí modifikující

Ústrojí modifikující neboli rezonanční dutiny, artikulační ústrojí či vokální trakt jsou vcelku popisné názvy souborů dutin nacházejících se nad hrtanem, jimiž prochází primární hlas. Řečeno technickými termíny se jedná o filtry, kterými prochází akustický signál ze zdroje a jimiž je formován do své výsledné podoby. Zdrojový hlas, který je těžce představitelný, poněvadž ho lze slyšet prakticky jen při experimentech s vyjmutými lidskými hrtany, totiž neobsahuje pouze jedinou frekvenci. Ve spektru zdrojového hlasu bychom viděli zpravidla základní frekvenci, která se pohybuje okolo 100 Hz, a vyšší harmonické frekvence, které jsou násobky té základní a zvuk zabarvují. Průchod tohoto

komplexního, spektrálně bohatého zvuku vokálním traktem je pak přirovnatelný k průchodu signálu filtrem, který některé přítomné frekvence propouští nebo dokonce zesiluje, tak se děje v rezonančních dutinách, a jiné inhibuje. Výsledný signál má potom ve spektru obálku již zformovanou vokálním traktem, na které lze pozorovat jednotlivá lokální maxima. Ta jsou v akustice a fonetice nazývána formanty. Formanty jsou akustickým základem hlásky, frekvence prvních dvou základních formantů jsou například klíčové při rozlišování samohlásek. Kmitání hlasivek je totiž při vyslovování jednotlivých samohlásek úplně stejné, proměnlivý je však tvar vokálního traktu, a tedy i přenosová funkce onoho filtru. Vlivem tvaru modifikujícího ústrojí na pozici formantů při vyslovování samohlásek se zabýval například Gunnar Fant, v jehož publikaci se nachází obrázek 6. Nalevo lze vidět postavení vokálního traktu a vpravo pak náležité frekvenční spektrum vyslovované samohlásky.



Obr. 6: Modifikace vokálního traktu při výslovnosti samohlásek (Fant, 1960)

Mezi rezonanční dutiny se řadí dutina ústní, nosní a hltanová. Mluvidly bývají označovány rty, jazyk, měkké patro nebo čelisti se zuby. Jejich pohyby mění velikost a tvar rezonančních dutin v závislosti na požadované hlásce. Zatímco je dutina ústní díky pohyblivosti jazyka a rtů velice tvarově proměnlivá, dutina nosní se účastní pouze vyslovování nosových hlásek, v českém jazyce předně *m* a *n*. Při vyslovování ostatních

hlásek je v důsledku zvednutí měkkého patra vstup do nosní dutiny zablokován. Svaly stěn hltanu navíc ještě lehce modifikují průsvit hltanové dutiny, jež při fonaci tvoří také důležitý rezonanční prostor (Krčmová, 2006).

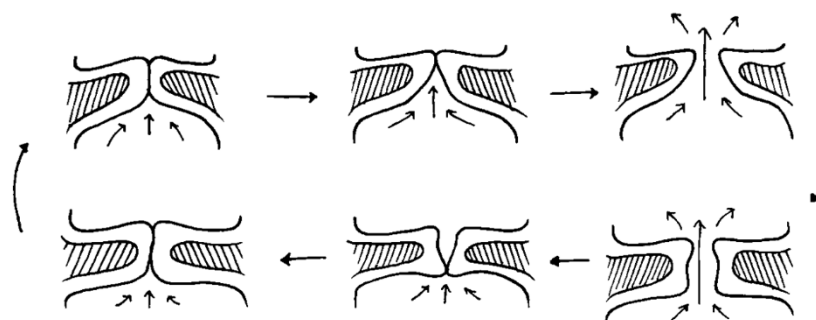
## 2.3 Fyzikální podstata oscilace hlasivek

Repetitivní změnu nějaké fyzikální veličiny v čase nazýváme kmitání neboli oscilace. Specifickým případem je kmitání mechanické, jenž je definováno jako pohyb hmotného bodu či tělesa okolo jeho rovnovážné polohy. Existence této rovnovážné polohy je podmínkou oscilace spolu s přítomností síly, jež má tendenci vracet těleso nebo hmotný bod do oné polohy. Jako příklad jednoduchého oscilátoru může být uvedeno závaží na pružině či kyvadlo.

Mechanické kmitání lze dělit do tří skupin podle způsobu buzení na volné, nucené a samobuzené. Pouze jeden prvotní impuls, který je obvykle zprostředkován silou a který je dán tělesu, je charakteristickým parametrem volného kmitání. Vzhledem k přítomnosti pasivních odporů, jmenovitě například tření vůči podložce, aerodynamický a hydrodynamický odpor, nastává u volných oscilací tlumení, a nakonec jejich následný zánik. Případem, kdy kmitání neustává, jelikož je periodicky vynucováno silou působící z vnějšku na kmitající těleso, jsou oscilace nucené. Třetím zmíněným případem je oscilace samobuzená. Toto kmitání existuje v důsledku přítomnosti vnější síly neperiodického charakteru, která však svým působením dodává kmitajícímu prvku energii, jež pokrývá ztráty energie způsobené tlumením. Tímto mechanismem zůstává hmotný bod, těleso nebo soustava těles v kmitavém pohybu.

Oscilace lidských hlasivek je právě případem samobuzeného kmitání. Jak již bylo řečeno v předchozích kapitolách, hlas totiž vzniká při expiraci, kdy mezi se napjatými hlasivkami tvoří tenká štěrbinu, kterou prochází proud vzduchu, jenž zprostředkovává rozechvívání hlasivek. Pohyb hlasivek nebývá uniformního charakteru, jak ukázal také zpomalený videofibroskopický záznam. Uniformním pohybem je zde myšlen jednotný pohyb těla hlasivky společně s jejím obalem, tedy různých tkání v hlasivce obsažených. Místo toho lze pozorovat pohyb svým tvarem podobný vlně, jak je ukázáno na obrázku 7 zobrazujícím několik řezů hlasivkami v průběhu času. Tento vlně podobný pohyb vzniká na základě skutečnosti, že spodní

vrstvy hlasivky, jak bylo nastíněno v kapitole zabývající se histologií, jsou pouze volně spojeny s dvěma vrchními vrstvami podslizniční vrstvy a na nich ležícím epitelem. Tyto vrchní vrstvy se tedy vůči tělu hlasivky mohou relativně volně pohybovat, a tvořit tak tento charakteristický pohyb, jenž bývá nazýván slizniční vlnou. Pokud je na hlasivku nahlíženo ve frontální rovině, pak pohyb její spodní části nebývá ve fázi s částí horní, ale pohybuje se v porovnání s ní s předstihem (Titze, 2000).



Obr. 7: Vybrané fáze slizniční vlny zobrazené v řezu (vlastní ilustrace, předlohou Krausert, Olszewski, Taylor, McMurray, Dailey et al., 2011)

### 2.3.1 Vlastní tvar a frekvence

Vlastní tvary a frekvence jsou dvěma vlastnostmi pružných těles, které mají být mezi jinými výsledkem našeho výpočetního modelu, proto je vhodné zde tyto termíny rozvést. Obě tyto vlastnosti jsou charakteristickým rysem módu kmitu. To je specifický pohyb oscilujícího tělesa, při němž se všechny body, které toto těleso obsahuje, pohybují s touž frekvencí a konstantní fází po sinusoidě. V dynamických systémech se málokdy vyskytuje pouze jeden existující mód kmitu, pro většinu systémů se jich vyskytuje více, a pro každý z módů je charakteristická právě specifická vlastní frekvence a vlastní tvar (Bhatt, 2010).

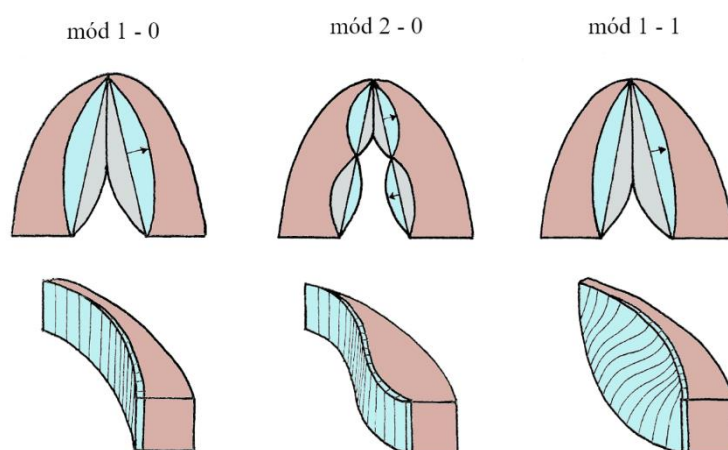
Vzhledem k tomu, že jednomu dynamickému systému náleží obvykle více než jeden tvar kmitu a je tedy nutné je od sebe odlišit, bylo nezbytné zavést jednotné číslování. Například u struny upevněné na obou koncích je jako první mód označen takový tvar kmitu, jenž je polovinou vlnové délky sinusoidy, a má tak jen jedno maximum, anebo minimum. Pokud je vlastním tvarem systému sinusovka celá, jedná se o druhý mód, který obsahuje maximum i minimum. Tímto způsobem roste číslo



značící konkrétní mód spolu s celočíselnými násobky těchto polovin sinusovek, jež jsou pro mód kmitu typické (Bhatt, 2010).

Vlastní frekvence oscilátoru jsou frekvence kmitání takové soustavy, na kterou nepůsobí buzení. Jelikož jsou vlastností tělesa nebo soustavy, při níž dochází k ideální přeměně potenciální energie na kinetickou a opačně, tak se velmi zvýší amplituda kmitů v případě, že se frekvence budící síly přiblíží k vlastní frekvenci onoho tělesa nebo soustavy (Bhatt, 2010).

Dva stupně volnosti, jeden popisující translační pohyb po horizontální ose, jeden po ose vertikální, jsou významné pro oscilaci tkání hlasivek. Zaměříme-li se na horizontální rovinu, je možné na ní teoreticky pozorovat neomezené množství tvarů kmitu, avšak nejčastěji zde lze pozorovat právě tvar prvního módu. V tomto případě je přítomna ve středu délky hlasivky maximální výchylka a směrem k okraji hlasivky má výchylka klesající charakter. Tento případ je viditelný v levé části obrázku 8. Uprostřed je zobrazen druhý mód, který je specifický přítomností uzlu uprostřed délky hlasivky, tedy bodu, který má nulovou výchylku po celou dobu kmitání. Druhý mód už je ale pozorován méně často. Při pohledu na rovinu vertikální lze také pozorovat oscilaci, jak již bylo zmíněno výše. Spodní část obalu hlasivky se ve frontálním řezu pohybuje s předstihem, horní část naopak s konstantním zpožděním, jak je vidět v pravé spodní části obrázku (Titze, 2000).



Obr. 8: Schéma vlastních tvarů hlasivek, pohled shora a zepředu (vlastní ilustrace podle předlohy z publikace Titze, 2000, s. 98)

## 2.4 Proudění v průdušnici, hlasivkách a vokálním traktu

Jedním z cílů této práce je sestrojít numerický model interakce syntetické hlasivky s prouděním, a získat tak možnost numerické predikce dějů pozorovaných při fyzikálních experimentech se silikonovými hlasivkami na ÚT AV ČR. Podstata kmitání byla již představena v předchozí kapitole, zbývá tedy nastínit základy mechaniky tekutin pro účely pochopení celé problematiky.

Mechanika tekutin se zabývá studiem tekutin buď v pohybu, poté je nazývána dynamikou tekutin, nebo v klidu. Jak plyny, tak kapaliny jsou společně klasifikovány jako tekutiny. Ty se v našem světě vyskytují všude kolem nás a přicházejí do styku s většinou předmětů, které používáme. Množství aplikací mechaniky tekutin v inženýrství je obrovské, příkladem lze uvést automobilový průmysl, letecké inženýrství, energetiku, potrubní sítě, ale také studium biomechanických dějů, kupříkladu průtoku krve částmi cévního řečiště či mechaniku dýchání nebo pohybu libovolné části těla (White, 2011).

Podstatou a základem oboru proudění tekutin je potom rozumný kompromis mezi teorií a experimenty. K dispozici jsou totiž mnohé teoretické podklady, jež jsou dobře aplikovatelné na ideální případy, jak je to ve fyzice běžné, které jsou ale v praxi leckdy použitelné s těžší. Učebnicové příklady se většinou zaměřují na geometricky jednoduché případy jako jsou ploché desky nebo trubky s kruhovým průřezem, na které se snadno aplikují základní rovnice, pro komplexní geometrie je pak nutné použít počítačových výpočetních technik. Další překážkou snadno aplikovatelné teorie je typická vlastnost právě pro tekutiny, viskozita, která může být zanedbána pouze v některých idealizovaných případech. Viskozita je vlastnost, která už při malých rychlostech proudění způsobuje fenomén zvaný turbulence. Tento jev je netriviálního charakteru, částice při turbulentním proudění vykonávají komplexní pohyb, jenž vede ke vzniku vírů, a jejich rychlost se v čase nepravidelně mění. Turbulentní proudění je zdokumentováno především experimentálně (White, 2011).

Mechanika tekutin je obor, který se vyvíjí od dávných dob. Prastaré civilizace měly dostatek vědomostí k sestrojení efektivních lodí s vesly. Římané stavěli rozsáhlé akvadukty a Archimedes v Řecku formuloval zákony vztlaku ponořeného a plovoucího tělesa více než dvě stě let před Kristem. Ve středověku pak nebyly v tomto, stejně jako

v jiných vědeckých oborech, hranice vědomostí nijak významně posouvány, až v období renesance přinesl do dynamiky tekutin nové poznatky známý experimentátor Leonardo da Vinci, který ve svých poznámkách podrobně popsal vlny, proudy, víry i další dnes známé fenomény. Francouz Edme Mariotte sestrojil první aerodynamický tunel, ve kterém následně testoval chování svých modelů. Problémy týkající se dynamiky tekutin mohly být konečně analyzovány poté, co Isaac Newton na přelomu sedmnáctého a osmnáctého století definoval zákony pohybu a zákon viskozity newtonovských kapalin. Matematici osmnáctého století, jmenovitě například Bernoulli, Euler, Lagrange a Laplace, vyvinuli mnohá řešení pro ideální nevazkou tekutinu. Osborne Reynolds ukázal ve svém experimentu na konci devatenáctého století důležitost po něm pojmenovaného bezrozměrného Reynoldsova čísla. Navier a Stokes úspěšně zahrnuli do Newtonových pohybových rovnic vliv viskozity. V roce 1904 pak publikoval německý inženýr Ludwig Prandtl jeden z nejdůležitějších článků v historii mechaniky tekutin. V něm poukázal na to, že proudy tekutin s malou viskozitou, jako jsou právě proudy vody či vzduchu, lze rozdělit na tenkou viskózní neboli mezní vrstvu, která se nachází v těsné blízkosti povrchů, kolem kterých tekutina obtéká, a téměř neviskózní vrstvu, na kterou lze aplikovat Eulerovy a Bernoulliovy rovnice (Arakeri a Shankar, 2012). Tato teorie mezní vrstvy se ukázala být velmi cenným nástrojem v moderní analýze proudění, a Prandtl tak sérií svých teorií a experimentů položil základy dnešnímu chápání proudění tekutin. Druhá polovina dvacátého století přinesla spolu s rozšířením počítačů nový nástroj, CFD (Computational Fluid Dynamics) analýzu proudění. (White, 2011).

Naše práce se zabývá tou částí mechaniky tekutin, v níž jsou tekutiny v pohybu. Dále zde o ní tedy bude hovořeno jako o dynamice tekutin.

### **2.4.1 Tekutiny**

Z hlediska dynamiky tekutin se veškerá hmota skládá pouze ze dvou skupenství, pevného a tekutého. Z mikroskopického pohledu je tekutina látka tvořena molekulami, jež jsou od sebe více vzdáleny a vazebné síly mezi nimi jsou slabší než u molekul látek pevných. Molekuly tekutin se navíc oproti molekulám pevných látek vůči sobě vzájemně pohybují a netvoří krystalickou strukturu. Je-li ale na tekutiny nahlíženo z hlediska dynamiky tekutin, pak je na místě určitá abstrakce, pohled makroskopický, který je

v tomto oboru výhodný. Tekutina je zde tedy vnímána jako kontinuum. Podle Whita je rozdíl mezi tekutinami a pevnými látkami v reakci na aplikované smykové napětí. Pevná látka může takovým silám odolávat statickou deformací, tekutiny nemohou. Jakkoliv malé je smykové napětí aplikované na tekutinu, bude mít za následek její pohyb (White, 2011).

Tekutiny se dále dělí na kapaliny a plyny. Rozdíl z hlediska fyziky zde hrají kohezní síly. Zatímco kapaliny jsou tvořeny hustě uskupenými molekulami, na které působí silné kohezní síly, molekuly plynu jsou od sebe podstatně více vzdáleny a kohezní síly mezi nimi jsou zanedbatelné. Kapaliny tak mají tendenci zachovat svůj objem, zatímco plyny se mohou volně rozpínat (Brennen, 2006).

#### 2.4.2 Vlastnosti tekutin

Pro pozdější vysvětlení jevů a veličin vyskytujících se při studiu proudění a jeho roli při vytváření hlasu je zapotřebí uvést zde některé základní vlastnosti tekutin. Jelikož je zde na tekutinu nahlíženo jako na kontinuum, i veličinami ji popisujícími je pracováno jako s kontinuálními. Jejich hodnoty jsou pro účely dynamiky tekutin určovány v určitých bodech prostoru.

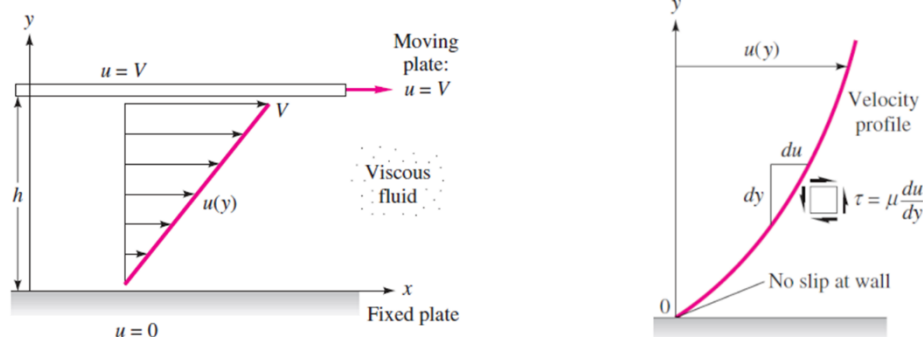
Pro popis tekutiny v klidu zde budou zavedeny základní veličiny tlak, teplota a hustota. **Tlak**  $p$  působící na jednotkovou plochu o obsahu  $S$  umístěnou v tekutině, která je v klidu, je dán podílem síly  $F$ , jež působí kolmo na onu plochu. Vyjádřeno rovnicí tedy  $p=F/S [Pa]$ . Jednotkou tlaku je Pascal, tedy ekvivalent  $N/m^2$ , jak vyplývá z rovnice. **Teplota**  $T$  je ukazatelem vnitřní energie systému. Koreluje s kinetickou energií částic látky, molekul, tedy s jejich pohybem. Je udávána v Kelvinech  $K$ . Jednoduchým vztahem  $\rho=m/V [kg/ m^3]$  je definována **hustota**. V reálných tekutinách je ale funkcí výše zavedených veličin, teploty a tlaku (White, 2011).

Jednou z důležitých vlastností tekutiny z hlediska proudění je její **viskozita**. To je fyzikální veličina, jež nám dává informaci o vnitřním tření, neboť závisí na přitažlivých silách mezi jednotlivými částicemi. Čím jsou tyto síly větší, tím větší je také viskozita. Slouží nám tedy jako kvantitativní míra toho, jak se tekutina brání proudění. V ideálních tekutinách by viskozita nabývala nulových hodnot, reálné tekutiny mají hodnoty vazkosti vyšší (White, 2011).

Newtonův zákon viskozity definuje vztah mezi tečným napětím a gradientem rychlosti, jak udává následující rovnice.  $\tau$  je smykové napětí v tekutině,  $\mu$  je **dynamická viskozita** a  $\frac{du}{dy}$  je gradient rychlosti ve směru kolmém na rychlost proudění:

$$\tau = -\mu \frac{du}{dy}$$

Tento vztah je snazší si představit pomocí myšlenkového experimentu, jenž je graficky prezentován obrázkem 9. Mějme dvě rovnoběžné desky nekonečné délky vzdálené od sebe  $h$ , mezi nimiž proudí vazká tekutina. Spodní deska je nepohyblivá, zatímco horní deska se vůči té spodní pohybuje rychlostí  $V$ . Aby se deska mohla touto rychlostí konstantně pohybovat, musí na ni působit síla ve směru jejího pohybu. Tou je výše popsané smykové napětí  $\tau$ . Smykové napětí je přenášeno s konstantní hodnotou mezi myšlenými vrstvami tekutiny napříč celou oblastí a vyvolává rychlostní gradient  $\frac{du}{dy}$ , kde  $u$  je rychlost proudící tekutiny a  $y$  je souřadnice označující vzdálenost od spodní, nehybné desky. Viskozita  $\mu$  dané tekutiny pak udává poměr mezi smykovým napětím a rychlostním gradientem (Brennen, 2006).



Obr. 9: Tok viskózní tekutiny způsobený relativním pohybem dvou rovnoběžných desek (White, 2011, s. 26 a 29)

Při povrchu pevné stěny, kde je smykové napětí největší, vzniká takzvaná **mezní vrstva**. Tato tenká vrstva tekutiny v těsné blízkosti stěny má vzhledem k této stěně nulovou rychlost. Při spodní desce je tedy rychlost proudění nulová, zatímco při horní, pohybující se desce, proudí kapalina její rychlostí. Tomuto jevu se říká **no-slip podmínka**, jež je charakteristická pro všechna proudění viskózní tekutiny (Brennen, 2006).

Spolu s rostoucím tlakem se zvyšuje viskozita tekutiny jen nepatrně. Velký vliv na viskozitu má ovšem rostoucí teplota, která u kapalin viskozitu snižuje, zatímco u plynů pak jejich viskozita vzrůstá.

Pro newtonovské tekutiny se následujícím vztahem udává **kinematická viskozita  $\nu$** :

$$\nu = \frac{\mu}{\rho}$$

$\rho$  zde značí hustotu proudící tekutiny a  $\mu$  je dynamická viskozita.

### 2.4.3 Děje zapřičiňující a provázející fonaci

Jak již bylo řečeno výše, fonace je nejednoduchý proces. Addukce hlasivek uzavírá glottis a vytváří tak bariéru pro vzduch proudící z plic. Vzhledem k narůstajícímu tlaku vzduchu se hlasivky otevírají a za vhodných podmínek začínají ustáleným způsobem kmitat. Na jejich kmitajícím povrchu je patrná slizniční vlna, jež zapřičiňuje proměnlivou geometrii otvoru mezi hlasivkami. Teorie, že samobuzené kmity vychází z interakce mezi aerodynamickými silami a hlasivkami, byla poprvé navržena van den Bergem a je nazývána aerodynamicko-myoelestickou teorií fonace (van den Berg et al., 1957). Oscilace hlasivek je zdrojem pulsujícího proudu vzduchu, který je zdrojem zvuku vytvářeného v hrtanu. Obvykle je většina akustické energie soustředěna v takzvané základní frekvenci a jejich vyšších harmonických. Jedinečný tón každého zvuku udávají především první dva formanty, zatímco vyšší harmonické udávají barvu hlasu. Běžně se základní frekvence pohybuje v rozmezí asi 80 až 220 Hz, z nichž nižší frekvence náleží mužské části populace, zatímco vyšší polohy hlasu přísluší kvůli kratším hlasivkám především ženám a dětem (Mittal, Erath a Plesniak, 2012).

Hlasivky jsou schopny produkovat hlas ve 4 rejstřících – pulsní, modální, falzet a fistule. Pulsní rejstřík neboli vocal fry je nejnižší z nich, charakteristický praskajícím hlubokým zvukem. Další, vyšší, nejběžněji používaný rejstřík se nazývá modální. Falzet je technikou, jež umožňuje dosahovat frekvencí nad rámec běžného rozsahu daného pěvce. Nejvyšším rejstříkem je poté fistule, jejíž princip je ze všech rejstříků nejméně pochopený. Všechny ostatní rejstříky lze sledovat pomocí videofibroskopu, nicméně

při fistuli se uzavírá nad hrtanem hrtanová příklopka a rezonanční prostor nabývá nejmenších rozměrů (Patel, Lodhavia, Frankford, Korzyukov a Larson, 2016).

In-vivo studiu hlasu byla vždy překážkou fyzická nepřístupnost hlasivek. Dalším úskalím studia fonace je například fakt, že je hnána složitou interakcí proudu vzduchu a strukturou tkání hlasivek, jež jsou k tomu neurálně zpětnovazebně řízeny. Proud vzduchu vycházející z glotální oblasti má navíc velice nestálou, proměnlivou povahu, tak jako je to u turbulentních jevů běžné. Následkem těchto komplexních problémů jsou při studiu biomechaniky fonace používány modely, které jsou často velmi zjednodušeny, ať už se jedná o metody experimentální nebo výpočetní (Mittal, Erath a Plesniak, 2012).

### **Aerodynamika glotální oblasti**

Oscilující hlasivky produkují proud pulsatilního charakteru o objemovém průtoku asi 80 až 500 ml · s<sup>-1</sup>. Dvěma základními bezrozměrnými veličinami, které jsou pro popis proudění při obtékání tělesa podstatné, jsou **Reynoldsovo** a **Strouhalovo číslo**. Reynoldsovo číslo charakterizuje chování proudící tekutiny vztahem, kde  $u_s$  je střední rychlost proudění tekutiny,  $d$  je průměr trubice a  $\nu$  je kinematická viskozita:

$$Re = \frac{u_s \cdot d}{\nu}$$

Pro jeho vysoké hodnoty je proudění turbulentní, zatímco pro nízké je laminární. Hranice mezi těmito dvěma stavy je nazývána *kritickou hodnotou*, jež je pro jednotlivé tekutiny a různé typy potrubí experimentálně zjišťována (Uruba, 2019).

Strouhalovo číslo  $Sr$  udává vzájemný vztah mezi rychlostí proudění  $u$ , charakteristickým rozměrem překážky  $L$ , která je obtékána, a frekvencí vytváření vírů v úplavu za překážkou  $f$  (Jiang a Cheng, 2017):

$$Sr = \frac{f \cdot L}{u}$$

Pro výše uvedené hodnoty objemového průtoku vzduchu, rozsahu frekvencí běžně vyskytujících se v lidském hlase a maximální šířku glotální štěrbinu 1 mm se Reynoldskovo číslo pohybuje v rozsahu 100 až 10 000 a Strouhalovo číslo v rozsahu 0,001 až 0,01 (Mittal, Erath a Plesniak, 2012).

Studium proudění v intraglotické oblasti odhalilo složité vzorce a morfologie proudů vzduchu, pro něž jsou charakteristické asymetrické formace, odtrhávání vírů, nestabilita smykové vrstvy a přechod do turbulencí, což jsou prvky, které mohou být způsobeny nejedním mechanismem. Ukázalo se také, že prvky proudění v supraglotické oblasti ovlivňují intraglotické chování proudění a naopak, a také zpětně oscilaci hlasivek, a tak i fonaci jako takovou (Zhang, Neubauer a Berry, 2009).

## **2.5 Poruchy hlasu a metody hlasové terapie**

Jednou z motivací k výzkumu zabývajícím se tvorbou lidského hlasu, tedy i vytvářením různých modelů lidských hlasivek, jsou poruchy hlasu a hledání jejich řešení, uspokojivějších a život více usnadňujících. Důležité je si uvědomit, že poruchy hlasu nejsou totéž jako vady řeči, při kterých je zdrojový hlas v pořádku, problém se však nachází ve vyšších částech vokálního traktu. Při poruchách hlasu jsou postiženy samotné hlasivky, což může být krátkodobý, nebo také závažný dlouhodobý problém vedoucí až k afonii, tedy úplné ztrátě hlasu. Hlasové poruchy jsou v dostupných zdrojích běžně děleny do dvou skupin podle jejich příčiny na organické a funkční (Sapienza a Hofmann, 2022).

Funkční hlasové poruchy nejsou zapříčiněny žádnými anatomickými odlišnostmi nebo patologiemi, nýbrž vznikají následkem přetěžování fonačního ústrojí a špatné techniky tvoření hlasu. Následkem pak mohou být i fyziologické změny hlasivek, nicméně v tomto systému dělení je podstatná primární příčina. Funkční fonační poruchy lze poté dále rozdělit do tří skupin na poruchy psychogenní, hlasové neurózy a poruchy z přemáhání hlasu. Hlavním zástupcem poslední jmenované skupiny je hyperkinetická dysfonie, která počínaje ztrátou hlasu s nepoškozenými hlasivkami vede přes vřetenovité zhuštění tkáně až k tvorbě ireverzibilních uzlíků (Lester-Smith, Miller a Cherney, 2023).

Patologickými změnami v anatomii se vyznačují poruchy organické. Ty mohou být způsobeny například zánětlivým onemocněním hrtanu jako je laryngitida, vývojovou vadou, traumatickým poškozením hrtanu nebo výskytem hrtanové léze. Mezi traumatická poškození se řadí akutní fonotrauma zapříčiněné přetížením hlasivek a následném krvácení do sliznice (Nerurkar, Gupta, Chitnis a Sarkar, 2021), iatrogenní léze, jež může vzniknout při operačním výkonu v oblasti hlasivek a poškození zvrátého nervu,



nebo poranění hrtanu následkem intubace, nehody či napadení (Wright, Li, Geller, Lanuti, Gaissert et al., 2019). Hrtanové léze se pak dělí na benigní a maligní. Mezi benigní patří kupříkladu polypy, vředy, granulomy, uzlíky nebo subepiteliální léze, které nemusí, ale většinou postihnou přímo hlasivky. Léčba nejčastěji spočívá v podávání kortikoidů, v některých případech stačí nařízení hlasového klidu, naopak někdy je třeba operační intervence (Kozlar et al., 2021). Karcinom hrtanu či hltanu je nejčastější maligní lézí. Součástí léčby je pak téměř vždy operace, která má za následek poškození tvorby hlasu. Důležitou roli potom hraje foniatr, který pacienta provází hlasovou rehabilitací.

Chirurgické řešení onkologického onemocnění může nabývat různě velkého rozsahu v závislosti na závažnosti nálezu. Pokud je nádorové bujení nalezeno přímo na hlasivce, přistupuje se k chordektomii, to je odstranění hlasivky. Chordektomie může být provedena pouze povrchově sejmutím sliznice, avšak mohou být v závislosti na rozsahu onemocnění odstraněny také hlubší struktury včetně hlasivkového svalu. V takovém případě je poté snaha vyjmutou tkáň nahradit tkání jinou, například ventrikulární řasou, neboť je funkce tvorby hlasu zásadně narušena absencí tkáně, která by kmitala (Vydrová et al., 2017). Pokud je maligní nález rozsáhlý, je nutné přistoupit k částečné, nebo totální laryngektomii, tedy částečnému nebo úplnému odstranění hrtanu. Totální laryngektomie zanechává polykací a dýchací cesty permanentně odděleny. Pahýl průdušnice je přišit ke kůži a zpevněn tracheální kanylou. Toto řešení se nazývá tracheální stoma a pacient jeho pomocí dýchá bez možnosti tvorby hlasu (Chotipanich, 2021).

Po totální laryngektomii je nutné najít pro pacienta náhradní způsob komunikace, v jeho zájmu co nejkvalitnější. V současnosti se používá několik náhradních hlasových mechanismů. Nejprimitivnějším řešením, zároveň však velice náročným k náviku, je *jícnový hlas*. Jedná se o techniku polknutí vzduchu a následného řízeného říhání, které rozkmitává tkáň u horního jícnového svěrače. Tento způsob tvorby řeči je ale schopno se úspěšně naučit jen málo pacientů tak, aby byli schopni artikulovat a tvořit věty (Lorenz, 2017).

Další variantou náhrady je elektromechanický převodník zvuku nesoucí název *elektrolarynx*. Jedná se o přístroj tvaru válečku, jenž si pacient přikládá na oblast pod dolní čelistí a jenž vytváří zvuk pomocí oscilující membrány. Tento zvuk je zesilován a artikulován pomocí pacientových vlastních artikulačních dutin. Takový hlas zní ovšem

velice nepřírodně, monotónně a kovově, navíc má pacient neustále blokovanou ruku, v níž přístroj drží. Princip elektrolaryngu dnes může být vylepšen pomocí povrchového snímání myoelektrických potenciálů svalů krku, jejichž činnost souvisí s řečí. Frekvence a intenzita myopotenciálů je následně převáděna na membránu přístroje, která úměrně mění svou frekvenci kmitání, a tak i výsledného hlasu (Katsutoshi, 2021).

Dalším řešením je *hlasová protéza v tracheozofageálním shuntu*. V tomto případě je uměle vytvořena píštěl mezi jícnem a tracheou, do které je vložen jednocestný ventil. V případě, že chce pacient mluvit, musí si rukou zacpat tracheální stoma, vzduch pak proudí do jícnu a rozkmitává v něm tkáň podobně, jako je tomu u výše zmíněného říhání (Massaro, Verro, Greco, Chianetta, D'Ecclesia et al., 2021).

Jedna z moderních metod spočívá v nahrání pacientova hlasu před zákrokem, jeho následné zpracování umělou inteligencí a použití k personalizovanému převodu psaného textu z aplikace mobilního telefonu na mluvené slovo. Pacientův hlas je tak zachován, což je v porovnání s ostatními metodami výhodou. Mínusem je ale rychlost této metody a nutnost držet v ruce mobilní telefon (Vydrová et al., 2017).

## 3 Experimentální část

Cílem této diplomové práce je sestavení numerického modelu, který bude inspirován reálným fyzikálním modelem hlasivek, jenž je vyvíjen a využíván k experimentům na Ústavu termomechaniky AV ČR. V experimentální části práce tak bude představen tento fyzikální model, postup vytváření našeho numerického modelu a výsledky, jež budou pomocí něj získány. Představeny zde budou také pro srovnání jiné typy modelů, které jsou k výzkumným účelům vyvíjeny a využívány u nás i v ostatních částech světa.

### 3.1 Cíle práce a výzkumné otázky

Konkrétní cíle a výzkumné otázky této diplomové práce uvedené tak, jak jsou dány v zadání, budou prezentovány v následujícím textu. Odpovědi na výzkumné otázky budou pak k nalezení v příslušných částech textu obsažených v experimentální části práce.

#### **Cíle práce:**

1. Seznamte se se základy mechaniky pružných těles a mechaniky tekutin se zaměřením na partie, které popisují fyzikální principy tvorby lidského hlasu.
2. Proved'te rešerši fyzikálních (syntetických) modelů hlasivek, které jsou ve světě používané. Soustřeďte se na to, jakým způsobem je v těchto modelech aproximována histologická struktura skutečných hlasivek.
3. Ve výpočetním software COMSOL Multiphysics sestavte numerický model syntetických hlasivek vyvinutých na Ústavu termomechaniky AV ČR ve frekvenční oblasti. Vypočítejte vlastní frekvence a vlastní tvary kmitání pro zadané geometrické a materiálové parametry.
4. Sestavte numerický model interakce syntetické hlasivky s prouděním. Pro vývoj a testování modelu použijte 2D konfiguraci, na závěr vyzkoušejte, zda je na dostupném výpočetním hardware realizovatelná (s přiměřeným rozlišením výpočetní sítě) i simulace ve 3D. Připravte, spusťte a vyhodnoťte numerickou simulaci několika kmitů syntetické hlasivky vyvolaných prouděním vzduchu.

### **Výzkumné otázky:**

1. Jakým způsobem lze ve výpočetním software COMSOL Multiphysics modelovat vlastní frekvence a tvary syntetické hlasivky, která je tvořena silikonovou dutinou naplněnou vodou?
2. Jakým způsobem lze sestavit v časové oblasti numerický model velmi komplikovaného děje, jímž jsou samobuzené kmity hlasivek?
3. Jak těsně souvisí predikované vlastní frekvence s frekvencí samobuzených kmitů, a jak tato frekvence závisí na rychlosti proudění?

## **3.2 Metodika výzkumu**

Výzkumnou metodou této diplomové práce je vytvoření numerické simulace. Výpočetní model bude sestaven v software COMSOL Multiphysics, což je software pro matematické modelování používaný ve fyzice a inženýrství.

Jelikož je realizace simulací poměrně výpočetně náročnou disciplínou, a je tak z časových důvodů zapotřebí většího výpočetního výkonu, než poskytuje osobní počítač, budou výpočty prováděny pomocí výpočetního serveru Perseus, jenž je k takovým účelům k dispozici na Ústavu nových technologií a aplikované informatiky FM TUL.

### **3.2.1 Numerické simulace**

Numerické simulace jsou termín označující použití numerických metod a výpočetních nástrojů jako jsou simulační programy nebo programovací jazyky k modelování a analýze reálných jevů nebo procesů. Jinými slovy se jedná o vytváření virtuálních modelů, jež jsou realizovány počítačem pomocí implementace matematických modelů pro fyzický systém. Jsou účinným nástrojem při řešení komplexních systémů, které nelze řešit analyticky, a jejich účelem je zjistit, jak se bude zkoumaný systém chovat při zadaných vstupních datech. Simulace tak může poskytnout náhled na chování systému za různých podmínek bez potřeby fyzického experimentování, a uplatňují se tak v mnohých odvětvích, kde se používají ke studiu a předpovídání chování

komplexních systémů, optimalizaci návrhů rozličných produktů, analýze vlivu různých parametrů a porozumění jevům, jejichž zkoumání experimentální cestou může být obtížné (National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, 2020). To je také důvod potřeby vytvoření našeho numerického modelu. Návrh, výroba a testování fyzikálních modelů hlasivek odlévaných ze silikonu je totiž velmi pracný a časově náročný proces, který dosud probíhal pouze přístupem pokus – omyl. Verifikovaný počítačový model by tento proces mohl velmi výrazně zrychlit a umožnit výrobu na míru navržených syntetických hlasivek.

Numerické simulace začínají formulací matematických modelů, které reprezentují chování systému nebo procesu. Tyto modely jsou obvykle vyjádřeny jako sady rovnic, které popisují vztahy mezi různými proměnnými. Pro použití numerických metod jsou tyto matematické modely diskretizovány. Diskretizace je klíčová pro převod kontinuálních matematických popisů do formy vhodné pro výpočetní analýzu. Běžné numerické metody zahrnují metodu konečných prvků či metodu konečných objemů. Software COMSOL Multiphysics, který jsme zvolili pro řešení našeho problému, patří do třídy simulačních software založených na metodě konečných prvků jak pro řešení problémů proudění, tak pro strukturální analýzu. Metody konečných prvků i objemů umožňují aproximaci a řešení parciálních diferenciálních rovnic a dalších matematických modelů vědeckých a inženýrských problémů. Všechny tyto metody pracují s diskretizací analyzované oblasti na menší části, to znamená, že analyzovanou oblast rozdělují na konečný počet menších elementů. V každé diskretizované části je neznámé řešení aproximováno jednoduššími (např. polynomiálními) funkcemi. Po řešení rovnic v jednotlivých částech se výsledky spojí, aby bylo možné získat celkové řešení problému pro celou oblast (Fontes 2018).

Numerické simulace disponují mnoha výhodami v porovnání s fyzickými experimenty. Jednou z nich je možnost změny rychlosti toku času, což je příhodné pro sledování jak velice rychle, tak pomalu probíhajících dějů. Při zkoumání fonace je zpomalení žádoucí, jelikož děje v takové frekvenční oblasti není schopné lidské oko rozlišit. Mohou být také ekonomičtější řešením, jelikož umožňují prověřit mnoho aspektů bez nutnosti vynaložení zdrojů na jejich realizaci.

Přesnost numerických simulací je ale omezená a je nutná validace ve formě porovnání výsledků simulace s experimentálními daty nebo známými řešeními, která je

klíčová pro zajištění spolehlivosti simulace. Vytváření funkčních modelů je navíc dovedností, která vyžaduje zkušenosti nebo odborné vedení (Higuera, Roldan a José, 2016).

### 3.2.2 COMSOL Multiphysics

COMSOL Multiphysics, výkonný simulační software, jenž byl použit pro realizaci našich numerických modelů, se široce uplatňuje v modelování a simulaci fyzikálních jevů v různých vědeckých a inženýrských disciplínách. Název COMSOL je zkratkové slovo, které vzniklo spojením anglických výrazů „*COMputational SOLutions*“, což odráží jeho podstatu, a to poskytování platformy pro řešení složitých fyzikálních problémů, které často zahrnují nejedno fyzikální odvětví. Uživatelům tak umožňuje simulovat a analyzovat sdružené fyzikální jevy, jako je právě námi použitá interakce proudění a elastického materiálu. Tato možnost propojení několika fyzikálních problémů v jednom modelu je velice užitečná pro porozumění fungování různých systémů v reálném světě, kde různé fyzikální jevy vzájemně interagují (COMSOL, 2023).

Software COMSOL Multiphysics zahrnuje širokou škálu užitečných prvků, jejichž popis by přesahoval potřeby této práce. Některé rysy tohoto software ale stojí za zmínku pro objasnění důvodu, proč je COMSOL užitečným simulačním prostředím.

- **Rozsáhlé knihovny:** Software obsahuje komplexní sadu předdefinovaných fyzikálních rozhraní a knihoven materiálů. To umožňuje uživatelům modelovat širokou škálu fyzikálních procesů, v našem případě vlastní frekvence a tvary a interakci proudění s elastickým objektem, a použití mnoha běžně se vyskytujících materiálů bez nutnosti předchozího vyhledávání materiálových vlastností a konstant. V případě, že uživatel nabídka knihovny nevyhovuje, má možnost jednotlivé parametry upravit či nově nadefinovat dle vlastních potřeb. Námi byly použity jak materiály z knihovny, tak použity nově nadefinované.
- **Nastavení solveru:** COMSOL využívá pokročilé numerické metody a řešiče k poskytování efektivního řešení problémů. Podporuje jak stacionární, tak časově závislé simulace i simulace zahrnující problém vlastních čísel, mezi které spadá

také náš model vlastních frekvencí. Simulace vlastních frekvencí byla v našem případě použita pro modální analýzu, zatímco pro FSI bylo zapotřebí realizovat časově závislou simulaci. Při řešení problému existují dva přístupy k řešení systému rovnic.

- *Fully Coupled* přístup vytváří jediný velký systém rovnic, který řeší všechny neznámé a zahrnuje všechny vazby mezi neznámými najednou, během jediné iterace. Tento přístup byl použit ve stacionárním řešiči modelu vlastních frekvencí.
- *Segregated approach* nebude řešit všechny neznámé najednou, místo toho rozděljuje problém do více kroků. Každý krok obvykle představuje jedno fyzikální odvětví. Segregované kroky jsou řešeny iterativně, a tak jsou výhodou menší požadavky na paměť, to je také důvod, proč byl segregovaný přístup zvolen v našem modelu FSI.

Bez ohledu na přístup se v každé iteraci řeší soustava lineárních rovnic. Existují dvě třídy algoritmů dostupných pro jejich řešení: Přímé a iterativní řešiče.

- *Přímé řešiče* jsou výhodné svou robustností a obecností. Nevýhodou jsou požadavky na paměť a čas, jež rapidně rostou s velikostí problému. V našem modelu simulujícím vlastní frekvence byl použit přímý řešič, jelikož požadavky na paměť nebyly u této úlohy příliš velké.
  - *Iterativní řešiče* mají na paměť a čas potřebný k řešení problému menší požadavky, které se pomaleji zvyšují s rostoucí velikostí modelu. Jsou však méně robustní, pomaleji konvergují u takzvaně špatně podmíněných problémů. Ty mohou vzniknout kupříkladu při velkém kontrastu vlastností materiálu (Frei, 2013).
- **Možnost přizpůsobení a rozšíření:** Pro uživatele s dobrými programátorskými dovednostmi COMSOL poskytuje možnost přizpůsobení a rozšíření simulací pomocí svého skriptovacího jazyka a API (rozhraní pro programování aplikací).

### 3.3 Přehled modelů hlasivek ve světě

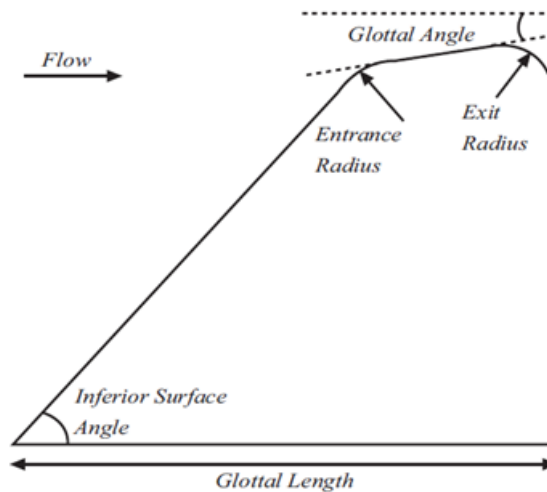
Snaha začít studovat hlas pomocí umělých modelů vznikla již před mnoha lety. Již na konci 18. století sestrojil rakousko-uherský vynálezce Wolfgang von Kempelen svůj mluvící stroj, který byl inspirován lidským vokálním ústrojím (von Kempelen, 1791). Tento stroj byl spíše funkční replikou nežli modelem sloužícím k dalšímu výzkumu, nicméně jeho sestavení předcházelo mnoho let studia fonace a artikulace. V roce 1957 byla publikována studie pojednávající o statickém modelu hrtanu a Bernoulliho efektu v glotální oblasti (van der Berg, Zanatema a Doornenbal, 1957). Od té doby byly vyvinuty mnohé modely i strategie v modelování hrtanu a dějů spojených s fonací, jejichž shrnutí je například v přehledovém článku autorů Kniesburges, Thomson, Barney, Triep a Šidlof (2011).

Modely, o kterých bude v následujících kapitolách pojednáno, lze rozdělit do tří kategorií. První z nich obsahuje modely statické. Ty, jak z názvu vyplývá, mají rigidní stěny, bývají oproti realitě zvětšeny a jsou užívány k aerodynamickým studiím. Do druhé kategorie spadají modely externě poháněné, jejichž vývoj byl započat na konci dvacátého století. Ve třetí skupině modelů nalezneme takové, které fungují na principu samobuzených oscilací, jako je tomu i u modelu vyvíjeného na ÚT AV ČR.

#### 3.3.1 Statické modely

Jedním z nejstarších statických modelů byla mosazná replika trachey a hlasivek, kterou sestrojil Wegel v roce 1929 (Wegel, 1929). Později byly vyvíjeny další statické modely, které byly využívány pro měření v oblasti aerodynamiky a zkoumání například tlakových změn v různých částech hrtanu, průtokových profilů uvnitř hlasivkové štěrbiny či přechodu laminárního proudění do turbulentního. Vzhledem k tomu, že jsou takové modely nepohyblivé, reprezentují vždy jen jednu fázi fonačního cyklu stejně jako veličiny, které jsou při takových experimentech měřeny. Scherer a kolektiv použili ve své studii geometrii modelu s názvem „M5“, jež je vyobrazena na obrázku 10, která začala být později všeobecně přijímána jako referenční (Kniesburges, Thomson, Barney, Triep a Šidlof, 2011).





Obr. 10: Schéma geometrie modelu M5 (Scherer, Shinwari, Witt, Zhang, Kucinski et al., 2001)

Používání statických modelů ke zkoumání průtoku vzduchu hlasivkovou štěrbinou je postaveno na předpokladu, že proudění skrz hrtan je kvazistatické. Jinými slovy, že lze považovat distribuci tlaku a průtoku v průtokovém kanále s pevnou geometrií za stejnou, jako by byla nalezena v určitý časový okamžik v oscilující geometrii, jež by měla v tu chvíli shodný tvar se statickým modelem. Fixní geometrické modely tak lze považovat za „snímek“ okamžitých podmínek tlaku a průtoku v daný okamžik fonačního cyklu (Kniesburges, Thomson, Barney, Triep a Šidlof, 2011).

### 3.3.2 Modely s externím pohonem

Externě poháněné modely lze dále dělit na dva typy. První skupinou jsou takzvané modely pohybující se uniformně, jež se pohybují translačně pouze ve směru medio-laterálním. Tento pohyb napodobuje pohyb reálné hlasivky, zanedbává však přítomnost slizniční vlny. Modely tohoto typu byly většinou provedeny ve větším měřítku, než jsou lidské hlasivky, a ve většině modelů byla pohyblivá pouze jedna strana, tedy jedna hlasivka, zatímco druhá hlasivka byla rigidní či v modelu chyběla a na jejím místě se vyskytovala pouze rovná stěna, jako tomu bylo například ve studii, kterou provedli Hyakutake et al. (Hyakutake, Deguchi, Shiota, Nishioka, Yanase et al., 2006).

Druhým typem externě poháněných modelů jsou modely neuniformně se pohybující. Jejich pohyb též spočívá v medio-laterální translaci, rozdílem oproti první

skupině je však přítomnost fázového rozdílu pohybu různých částí modelu. Nemění se tak pouze uniformním způsobem šířka glottis, ale také její tvar. Důležitým znakem těchto modelů je, že se model pohybuje střídavě konvergentním a divergentním způsobem, a napodobuje tak průběh fonačního cyklu reálné hlasivky. Takový model sestrojil například Kucinski a kolektiv. Skládal se ze dvou válců, jenž tvořily vstupní a výstupní zakřivení mediální plochy modelu a každý z nich byl poháněn samostatně ovládaným motorem. Tyto válce byly pokryty latexovými pruhy, jež byly uchyceny z jedné strany v subglotické části kanálu a v supraglotické části ze strany druhé. Takto byly proti sobě umístěny dva modely hlasivek v jednom kanále (Kucinski, Scherer, Witt a Ng, 2006).

Tyto modely byly používány pro různé účely, například k charakterizaci toku vzduchu glotální štěrbinou a poskytování dat pro ověřování teoretických a počítačových modelů.

### **3.3.3 Samobuzené syntetické modely**

Dosud byly v našem přehledu používaných modelů popsány experimentální přístupy, které se soustředily téměř výhradně na aerodynamická měření. Jejich provedení bylo natolik zjednodušené, že neumožňovalo studium akustických jevů. Za účelem studia fonace bylo tedy třeba vyvinout pokročilejší modely, na kterých by akustické jevy bylo možné pozorovat. Vznikat tak začaly syntetické elastické modely, sice stále zjednodušené, ale schopné samobuzeného kmitání. Řadí se tak do této skupiny i nejjednodušší membránové modely, stejně tak jako složitější jednovrstevné nebo mnohvrstevné modely kladoucí důraz na věrnější geometrii (Kniesburges, Thomson, Barney, Triep a Šidlof, 2011).

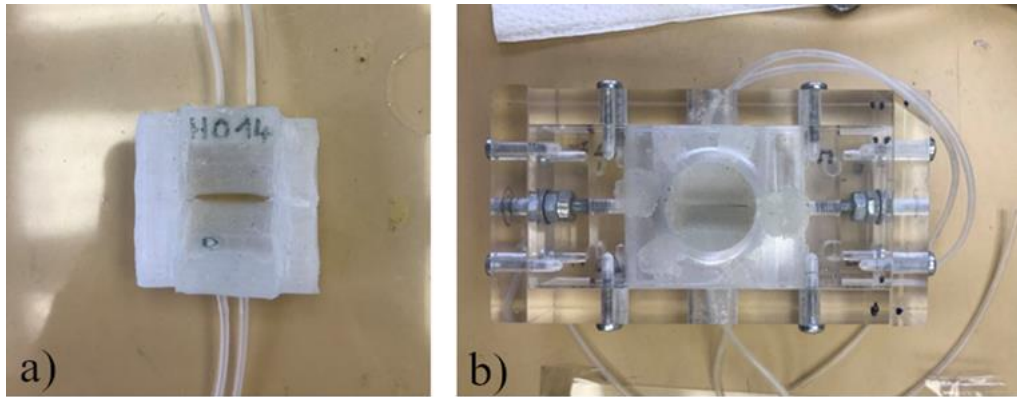
Tyto syntetické modely jsou používány k měření kolizních sil v hlasivkách (Horáček, Bula, Radolf a Šidlof, 2016; Horáček, Bula, Radolf a Laukkanen, 2021), studiu aerodynamiky v supraglotickém prostoru (Kniesburges, Birk, Lodermeier, Schützenberger, Bohr et al., 2017), včetně studia asymetrického proudu vzduchu v supraglotických prostorách (Becker, Kniesburges, Müller, Delgado, Link et al., 2009; Šidlof, Doaré, Cadot a Chaigne, 2011), odhadu přenosu energie v hlasivkách (Thomson, Mongeau a Frankel, 2005; Motie-Shirazi, Zaňartu, Peterson a Erath, 2021.), zkoumání

akustické interakce (Lodermeyer, Tautz, Becker, Döllinger, Birk et al., 2018; Migimatsu a Tokuda, 2019), slouží jako validační modely při vývoji pokročilých laryngoskopických technik (Semmler, Kniesburges, Parchent, Jakubaß, Zimmermann et al., 2017), a při studiu asymetrického chování hlasivek (Zhang, Kreiman, Gerratt a Garellek, 2013). V roce 2023 vyšla publikace popisující vliv umělých vazivových vláken na oscilaci hlasivek v syntetickém modelu hrtanu, který byl schopný díky elektromechanickému ovládní tenze vláken replikovat fyziologické funkce hlasivek, jako je abdukce a addukce (Tur, Wendler, Schlicht, Gühring, Kniesburges et al., 2023).

Mnoho výzkumných prací uvádí neúplné uzavření hlasivkové štěrbiny v syntetických modelech hlasivek, zatímco fyziologické kmitání reálných hlasivek má tendenci glottis v hlasivkovém cyklu úplně uzavírat. Uváděným důvodem neúplného uzavření štěrbiny mezi syntetickými modely hlasivek jsou izotropní vlastnosti použitého silikonu či polyuretanu (Bogac, Gühring, Wendler, Schlicht, Drummer et al., 2023). Tento problém byl řešen například prostřednictvím předeprnutí hlasivek v anteriorně-posteriorním směru, nebo vložením polyesterového vlákna do povrchové vrstvy modelu, čímž bylo dosaženo anizotropních vlastností modelu (Shaw, Thomson, Dromey a Smith, 2012). Thomson a Taylor publikovali v roce 2022 studii, která optimalizovala syntetický model, jehož problémem bylo neúplné uzavírání glottické štěrbiny, pomocí dat získaných pomocí analogického numerického modelu (Taylor a Thomson, 2022).

### **3.3.4 Samobuzený model vyvíjený na ÚT AV ČR**

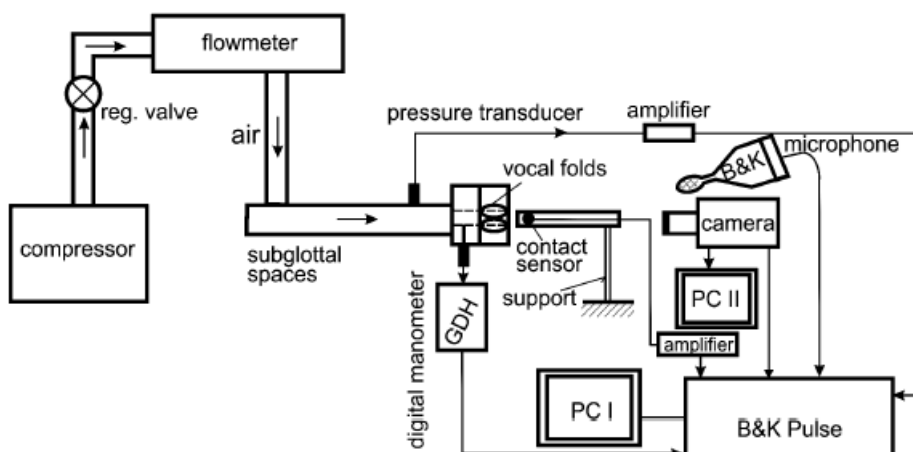
Do kategorie samobuzených modelů také spadá model používaný k experimentům na Ústavu termomechaniky Akademie věd, jenž je předlohou našemu numerickému modelu. Je složen ze dvou silikonových odlitků prototypů hlasivek, které jsou přilepeny v rámečku ze stejného materiálu ve vzájemně opozičním postavení. Tento silikonový celek je poté upnut do přípravku, jenž je vidět na obrázku 11, a který slouží jak k fixaci modelu, tak nastavení jeho předeprnutí pomocí upínacích šroubů. To lze pro představu přirovnat k ladění strun kytary pomocí ladících klíčků. Jelikož modely hlasivek obsahují dutiny plnitelné tekutým médiem, vedou k modelu přilepené silikonové hadičky.



Obr. 11: a) Silikonový model, b) Model upnutý v nastavitelném přípravku s upínacími šrouby (vlastní fotografie)

Tento rámeček s hlasivkami je upevněn k trubici, kterou je veden vzduch od zdroje stlačeného vzduchu, a společně tak velice zjednodušeně reprezentují funkci plic a dolních cest dýchacích a respiračního svalstva. Proud vzduchu je pak hnán pod tlakem 2,3 kPa skrz prototypy hlasivek počínaje prahovou hodnotou objemového průtoku pro fonaci až po hodnotu 0,6 l/s. To jsou hodnoty fyziologicky přítomné při lidské fonaci (Horáček, Bula, Radolf a Šidlof, 2016).

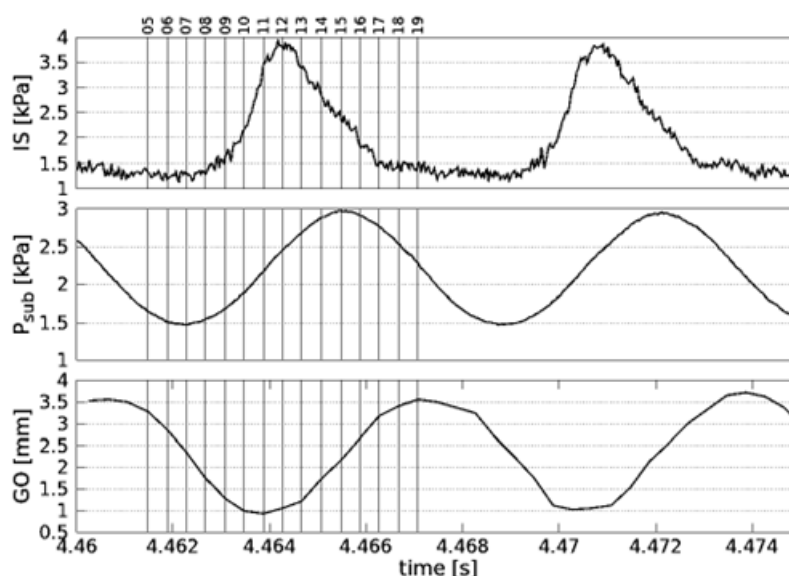
Neméně důležitou součástí experimentů je i měřící technika. Celá konfigurace experimentu je schématicky vyobrazena na obrázku 12.



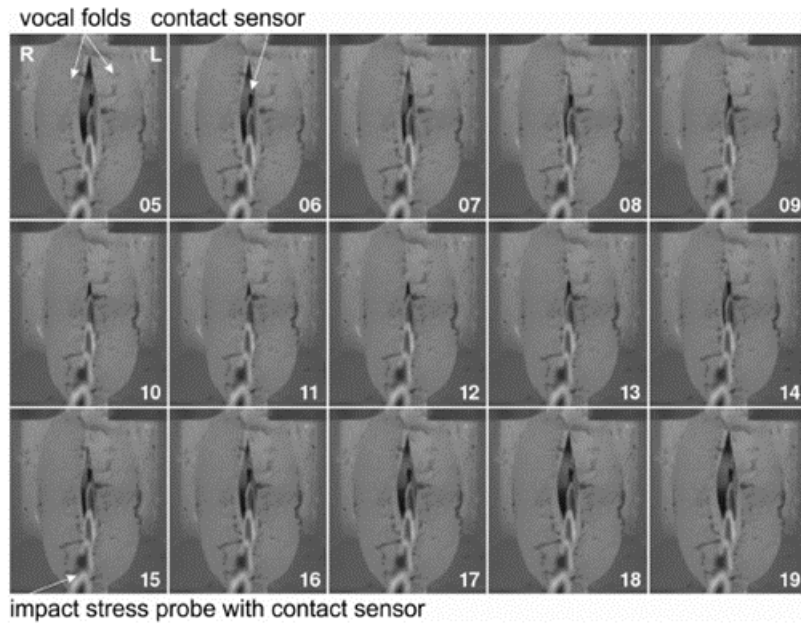
Obr. 12: Schéma experimentu (Horáček, Bula, Radolf a Šidlof, 2016)

Průtok vzduchu trubicí, která je k modelu připevněna, je měřen plovákovým průtokoměrem. V části trubice blízko silikonového modelu hlasivek, která reprezentuje subglotický prostor, se nachází polovodičový senzor vyvinutý na ÚT AV ČR, který měří subglotický tlak. CCD camera NanoSense MkIII s frekvencí 2500 snímků za sekundu a čočkou Nikon AF micro Nikkor 60 mm byla použita pro snímání oscilací hlasivek modelu, které vyhodnocuje osobní počítač. Osvětlení experimentu zajišťují dva intenzivní osvětlovače o výkonu 500 W. Aby se předešlo zahřívání modelu vlivem namířených osvětlovačů a následného zkreslení výsledků, svítily pouze v intervalech po dobu trvání pořízení 1000 snímků. Kontaktní napětí zapříčiněné vzájemnými kolizemi hlasivek bylo měřeno pomocí miniaturního tlakového senzoru, jenž byl mezi hlasivky vložen. Součástí experimentu byl také mikrofón, který měřil akustický signál vydávaný kmitajícím modelem (Horáček, Bula, Radolf a Šidlof, 2016).

Tento model byl použit pro studium kontaktního napětí spolu se synchronním zaznamenáváním samobuzeného kmitání hlasivek a sběrem akustických a aerodynamických dat. Na následujících obrázcích 13 a 14 jsou ukázána data získaná pomocí výše zmíněných senzorů (Horáček, Bula, Radolf a Šidlof, 2016).



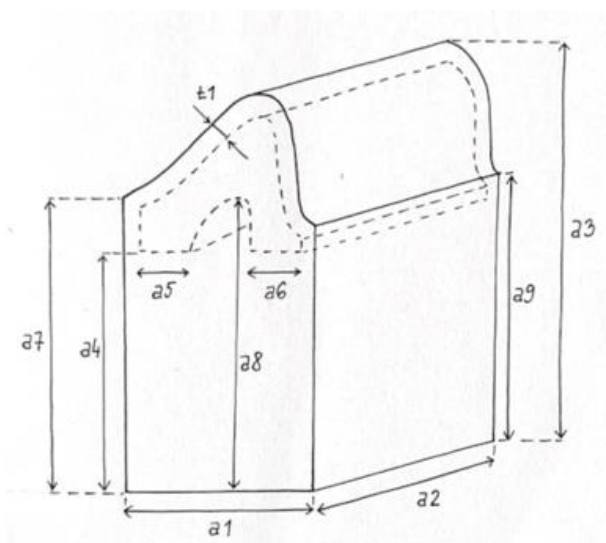
Obr. 13: Dvě periody měřeného signálu kontaktního napětí (IS), subglotálního tlaku ( $P_{sub}$ ) a rozměru glotické štěrbiny (GO), vertikální linie v tomto grafu korespondují s časy pořízení snímků na obrázku 14 (Horáček, Bula, Radolf a Šidlof, 2016)



Obr. 14: Snímky pořízené během jedné periody kmitání (Horáček, Bula, Radolf a Šidlof, 2016)

### 3.4 Model ve frekvenční oblasti

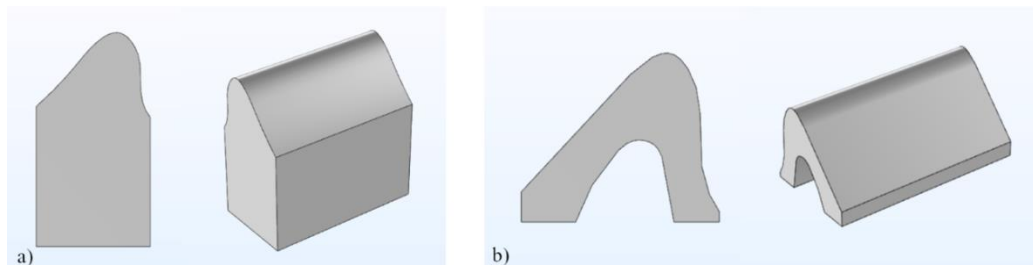
Abychom mohli provést modální analýzu, bylo zapotřebí v software COMSOL Multiphysics zkonstruovat a správně nastavit virtuální repliku jedné silikonové hlasivky. Prvním krokem ve vytváření virtuálního modelu hlasivky bylo zhotovení geometrie. Ta byla vytvořena podle níže přiloženého nákresu 15 s příslušnými rozměry.



t1	0,66 mm
a1	10,7 mm
a2	20,4 mm
a3	20 mm
a4	11 mm
a5	2 mm
a6	2 mm
a7	13 mm
a8	15 mm
a9	13 mm

Obr. 15: Nákres geometrie s kótami (vlastní nákres)

Požadované 3D geometrie bylo dosaženo pomocí rozdělení modelu do dvou vzájemně rovnoběžných rovin, jež od sebe byly vzdáleny 1,05 mm, což je rozměr udávající tloušťku přední stěny hlasivky. Tento postup umožnil odděleně vytvořit geometrii pro silikonový obal hlasivky a dutinu naplněnou vodou. Na obrázku 16 jsou zobrazeny geometrie obou rovin.



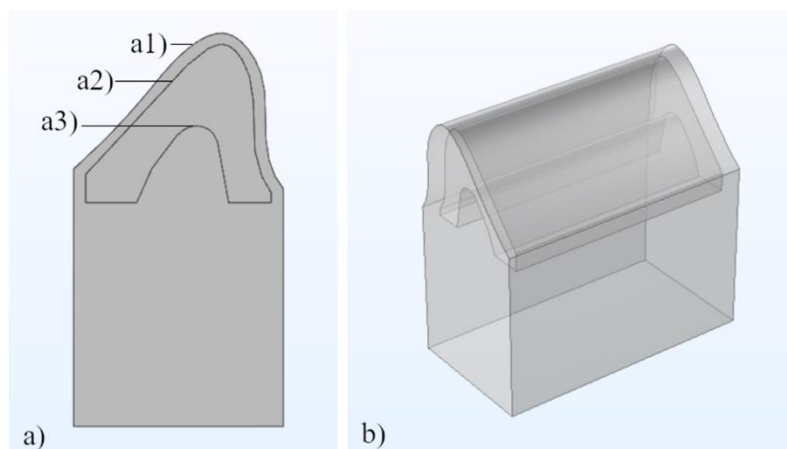
Obr. 16: a) Geometrie silikonového obalu, 2D a 3D zobrazení b) Geometrie dutiny, 2D a 3D zobrazení

Zatímco silikonová slupka ve vrchní části modelu imituje sliznici, spodní silikonový podstavec slouží k uchycení modelu do upínacího přípravku, a tělo modelu reprezentováno oblým výběžkem tvořeným též silikonem, jenž vstupuje do prostoru dutiny, zastupuje štítohlasivkový sval. Dutina modelu, která je později naplněna vodou, reprezentuje podslizniční vrstvu hlasivky.

Křivky ohraničující povrch hlasivky, povrch dutiny i povrch silikonového výběžku, jež jsou označeny na obrázku 17 nám nebyly zadány žádným vyhovujícím způsobem, a tak bylo řešením odečíst z originálního nákresu, který nám byl poskytnut v elektronické podobě, dostatečné množství bodů pro křivky povrchu hlasivky a výběžku pomocí freewaru odečítacího souřadnice z obrazovky počítače. Tyto body poté byly proloženy interpolačními křivkami, čímž bylo dosaženo velice věrného zobrazení každé z výsledných křivek i bez zadání pomocí rovnice. Křivka ohraničující povrch dutiny byla zkonstruována analogickým způsobem, ale kvůli požadavku ekvidistantní vzdálenosti od vrchní křivky a absenci funkce ekvidistanty v COMSOLu bylo nejprve zapotřebí trigonometrickým výpočtem získat souřadnice jejích bodů.

Výsledná geometrie je zobrazena na obrázku 17. Hloubka silikonového obalu hlasivky je podle zadání 20,4 mm, zatímco hloubka dutiny je 18,3 mm. Tento rozdíl zapříčiňuje tloušťka silikonové slupky přední i zadní stěny 1,05 mm. Velikost modelu

řádově odpovídá fyziologickým rozměrům mužských hlasivek, které mívají délku 17 až 25 mm (Titze, 2000).



Obr. 17: a) 2D zobrazení výsledné geometrie, a1) Křivka povrchu hlasivky, a2) Křivka povrchu dutiny, a3) Křivka výběžku, b) 3D zobrazení výsledné geometrie

### 3.4.1 Materiály

Druhým krokem v realizaci našeho numerického modelu bylo přiřazení materiálů a jejich vlastností k patřičným částem modelu. Jak již bylo zmíněno v kapitole hovořící o použitém výpočetním software, materiálové knihovny COMSOLu nabízejí mnoho předdefinovaných materiálů, nicméně pro naše účely bylo vhodné nadefinovat si vlastní.

Fyzikální model na ÚT AV ČR je zhotoven z materiálu na silikonové bázi. Za dobu výzkumu bylo k odlévání modelu vyzkoušeno několik silikonových hmot, z nichž byl pro naši simulaci zvolen Ecoflex 00-10. To je zástupce komerčně dostupného velmi měkkého silikonu. Pro simulaci v oblasti modální analýzy bylo stěžejní při definování materiálu určit tři materiálové konstanty tohoto silikonu. Hmotnost modelu, která přímo ovlivňuje výslednou vlastní frekvenci, závisí na hustotě materiálu  $\rho$ . Pro Ecoflex 00-10 platí  $\rho = 1040\text{kg/m}^3$ . Modul pružnosti v tahu neboli Youngův modul je měřítkem tuhosti materiálu. Značí se symbolem  $E$  a je definován jako poměr napětí v tahu k deformaci:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$



Napětí v tahu  $\sigma$  je síla aplikovaná na jednotkovou plochu a podélná deformace  $\varepsilon$  je změna délky normalizovaná k původní délce,  $\varepsilon = \Delta l / l_0$ , kde  $l_0$  je původní délka deformovaného tělesa a  $\Delta l = l - l_0$ , tedy rozdíl délky tělesa před a po deformaci. Youngův modul se vyjadřuje v jednotkách tlaku jako jsou v metrickém systému Pascaly [Pa], nebo libry na čtvereční palec [psi] v imperiálním systému, ve kterých je ve specifikaci výrobce uveden Youngův modul Ecoflexu 00-10 jako 8 psi. Po převodu jednotek tedy  **$E = 55\ 158\ \text{Pa}$** . Třetí zadanou materiálovou konstantou je Poissonovo číslo  $\mu$ , bezrozměrná veličina obvykle nabývající hodnot 0 – 0,5, která vyjadřuje poměr relativního zúžení k relativnímu prodloužení tělesa, které je namáhané tahem. Nejvyšších hodnot nabývají málo stlačitelné materiály, mezi které můžeme řadit mimo jiné i silikony, jejichž poměrná deformace ve směru kolmém na směr namáhání je významná. Pro námi definovaný silikon  **$\mu = 0,48$** .

Dutinu fyzikálního modelu je při experimentech možné naplnit vodou, která přidává tělu hlasivek na hmotnosti a zároveň umožňuje měnit tlak v této dutině tak, jak by toho nebylo možné dosáhnout pomocí pevného média. Vzhledem k tomu, že chování tekutin charakterizují docela odlišné parciální diferenciální rovnice než ty, které popisují elastické kontinuum, byl by výpočet vlastních frekvencí pro takto sdružený problém velice složitý. Vodu jakožto tekutinu bylo tedy pro účely našeho numerického modelu třeba substituovat vhodnou entitou s vlastnostmi nestlačitelného elastického kontinua. Potřebné konstanty byly tedy definovány následovně:  **$\rho = 997\ \text{kg/m}^3$** ,  **$E = 0,1\ \text{Pa}$**  a  **$\mu = 0,49999$** .

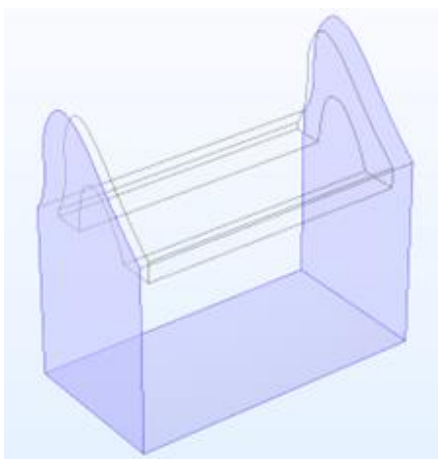
Navzdory snaze přiblížit modely a jejich vlastnosti reálným lidským hlasivkám se mechanické vlastnosti použitého silikonu v některých ohledech výrazně liší. Jednou takovou vlastností je izotropie silikonu, vlastnost, jež popisuje nezávislost mechanických charakteristik materiálu na směru. Živé tkáně mívají spíše anizotropický ráz a pro tkáně vlastní hlasivkám jako vrstvy lamina propria i kosterní svalstvo to platí také. Kosterní svaly svou aktivitou mění svoji délku, nebo jsou schopné při zachování délky změnit svůj tonus, čemuž se říká izometrická kontrakce a což se děje také při fonaci. Jelikož tyto funkce nedokážou materiály v modelu použité plnit, zastupují jejich funkci například upínací šrouby, které jsou součástí přípravku, do kterého je model vsazen, a které dokáží hlasivky předepnout, prodloužit, a zvětšit tak jejich napětí.

### 3.4.2 Nastavení okrajových podmínek

Aby byl software schopen správného řešení parciálních diferenciálních rovnic, jež popisují elastické kontinuum, je nezbytné správně stanovit okrajové podmínky.

Prvním krokem je výběr objektů, které jsou definovány vlastnostmi **Lineárního elastického materiálu** (v COMSOLu **Linear Elastic Material**). Lineární elasticita je matematický model používaný k analýze deformace pevných těles. Je užitečný pro výpočet vztahu mezi silami působícími na objekt a odpovídající změnou tvaru. Jinými slovy vyjadřuje vztah mezi napětím a deformací materiálu. V našem případě jsou tvořeny elastickým kontinuem oba objekty naší geometrie, tělo hlasivky i dutina, jelikož vodu v našem modelu zastupuje elastické kontinuum svými vlastnostmi vodě co nejpodobnější.

Další okrajovou podmínkou, která má v naší úloze nezastupitelnou roli, je **Vetknutí (Fixed Constraint)**. Fixed Constraint přidává podmínku, která zajistí, že geometrický prvek zůstane nepohyblivý. To znamená, že odstraňuje všechny stupně volnosti, translační i rotační, pro danou část geometrie, která je modře vyznačena na obrázku 18.

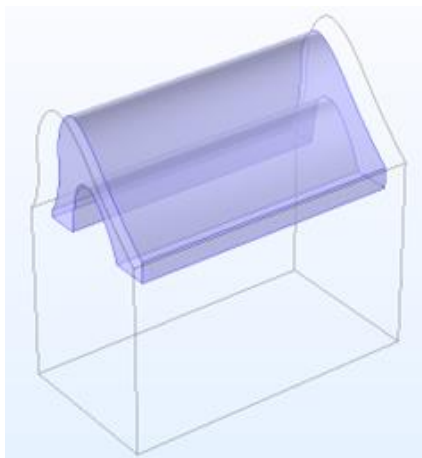


Obr. 18: Vetknuté stěny modelu

V našem modelu reprezentuje vetknutí vlepění hlasivek do silikonového rámečku, který model dvou protistojných hlasivek sjednocuje v kýžené pozici. Tato vazba je fyziologicky přítomna i u reálných hlasivek, které jsou také svými stěnami uchyceny k příslušným strukturám. Štítohlasivkový sval totiž začíná na vnitřní ploše štítné

chrupavky a upíná se na hlasivkovou chrupavku, což je v modelu reprezentováno přední a zadní stěnou. Sliznice, která pokrývá celou hlasivku, je též uchycena k chrupavce štítné, a tak v našem případě koreluje s podstavou modelu.

Další okrajovou podmínkou je **Počáteční přetlak (Boundary Load)**. Pokud je zvoleným vstupem této okrajové podmínky právě tlak, pak je uživatelem zadána hodnota skalární veličiny, a orientace zatížení je pak dána normálou k dané hranici. V našem modelu je počáteční přetlak nastaven pro všechny stěny dutiny, jak je vidět na obrázku 19.



Obr. 19: Stěny dutiny, na které působí počáteční přetlak

Ve fyzikálním modelu je tlak v dutině možné nastavit pomocí silikonových hadiček, kterými se za použití stříkačky dutina modelu plní tekutým médiem, v našem případě vodou. Hodnoty počátečního přetlaku  $p_0$  se při experimentech běžně pohybují mezi 0 a 300 Pa. Pro naši simulaci byla vybrána hodnota  $p_{01} = 100$  Pa. Počáteční přetlak lze přirovnat k fyziologické funkci izometrické kontrakce, která byla vysvětlena výše.

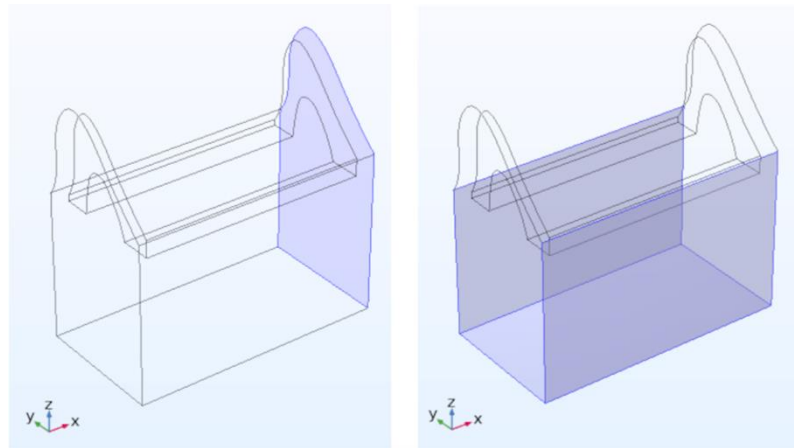
**Předeptnutí (Prescribed displacement)** je okrajová podmínka, která simuluje předeptnutí fyzikálního modelu upevněného v přípravku pomocí předeptinacích šroubů. Jejich utahováním je silikonový rámeček modelu natahován a s ním i hlasivky. Přesná hodnota tohoto předeptnutí nebývá při experimentech známa, jelikož bývá nastavení šroubů měněno v průběhu experimentu za účelem získat požadovaný akustický signál. Výsledky těchto měření potvrdily známý fakt, že výsledná frekvence kmitání spolu s předeptnutím roste, napětí je totiž spolu s délkou hlasivky zásadním činitelem ovlivňujícím výšku tónu. Byla vybrána hodnota předeptnutí  $dw = 2$  mm.

Jestliže je posun ve směru os  $x$ ,  $y$ ,  $z$  označen písmeny  $u$ ,  $v$ ,  $w$ , pak pro stěnu vyznačenou na obrázku 20 vlevo platí následující rovnice:

$$u = dw$$

Pro stěny, jež jsou označeny na obrázku 20 vpravo, potom platí následující rovnice, která popisuje lineárně rostoucí předeptnutí stěn modelu spolu s rostoucí hodnotou  $x$ :

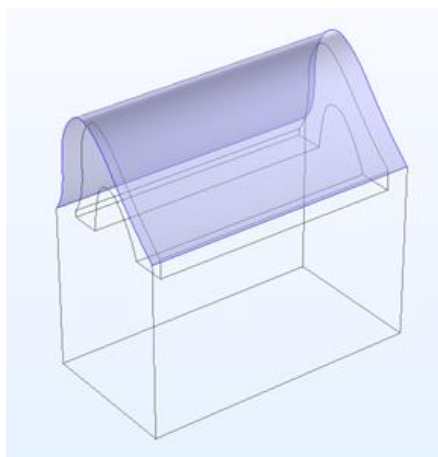
$$u = dw * x/d$$



Obr. 20: Předeptnutí modelu

Toto napínání modelu napodobuje fyziologické napínání hlasivek při kontrakci štítoprstencového svalu. Ten je antagonistou štítohlasivkového svalu, který svou kontrakcí hlasivku naopak zkracuje. Aktivace štítoprstencového svalu naklání štítnou chrupavku, na které hlasivky začínají, směrem dolů, a tak se hlasivky natahují.

Poslední okrajovou podmínkou v našem modelu je **Volná hranice (Free boundary)**. Tato podmínka je přidávána softwarem automaticky do studií zabývajících se strukturální mechanikou a automaticky jsou k němu přiřazeny ty plochy geometrie, pro které není definována žádná další okrajová podmínka. Pro tyto plochy to znamená, že pro ně neplatí žádná omezení ani žádné zatížení a mohou se tak volně pohybovat. V našem modelu je jedinou takovou plochou vrchní povrch hlasivky, jak je vidět na obrázku 21.



Obr. 21: Volná hranice

### 3.4.3 Nastavení výpočetní sítě a solveru

Jak již bylo popsáno výše, metoda konečných prvků, na které je založen námi používaný software, rozčleňuje model na mnoho malých jednoduchých tvarů. V naší geometrii jsou použity čtyřstěny a pro každý z těchto malých čtyřstěnů je definována sada polynomiálních funkcí, prostřednictvím kterých je softwarem aproximována výsledná deformace tělesa ve všech směrech souřadného systému. Velikost jednotlivých elementů, a tak i rozlišení sítě, je stěžejní pro přesnost výsledků simulace. Čím je rozlišení lepší, tím jsou i výsledky výpočtů přesnější. Rozhodujícím parametrem ve volbě sítě také ale může být dostupný hardware, na kterém je simulace realizována, jelikož síť tvořená drobnějšími elementy klade větší nároky na paměť počítače a zabere více času. Nastavení sítě zahrnuje zadání hodnot pro minimální a maximální velikost elementu, maximální míru růstu elementu, faktoru zakřivení a rozlišení úzkých oblastí.

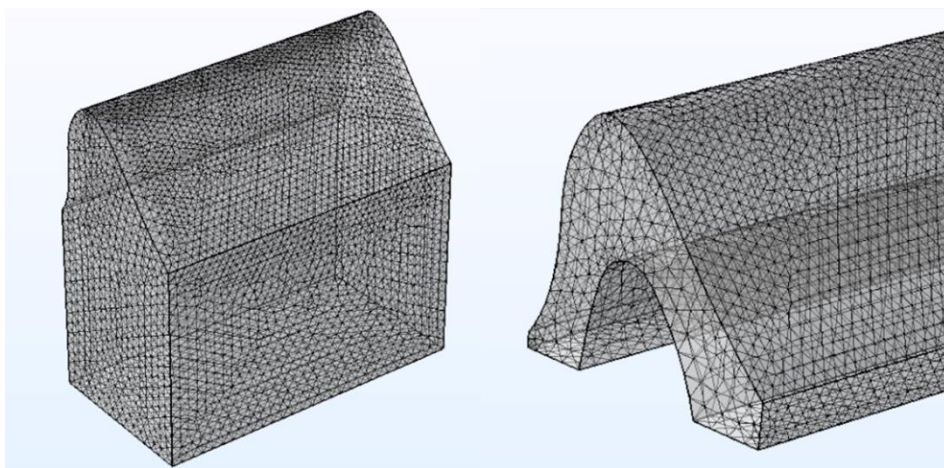
**Maximální a minimální velikost elementu** jsou parametry, které slouží k omezení velikosti všech prvků, zamezují tak přílišné hrubosti sítě nebo naopak zabraňují generování velkého množství elementů v oblastech s velkým zakřivením. Námi zvolená hodnota pro maximální velikost prvku byla 0,725 mm a pro minimální velikost prvku 0,031 mm.

**Maximální míra růstu prvku** je bezrozměrný parametr, který slouží k určení maximální rychlosti, kterou můžou prvky růst z oblastí s malými prvky do oblastí

s většími prvky. Hodnota musí být větší nebo rovna jedné. Pro náš model byla zvolena hodnota 1,35, což znamená, že každý sousední element může být maximálně o 35 % větší.

**Faktor zakřivení** je bezrozměrný parametr sloužící k určení velikosti prvků, jež se dotýkají hrany geometrie, v poměru k poloměru křivosti této geometrické hranice. Menší faktor zakřivení tak poskytuje jemnější síť podél zakřivených hranic. Námi byla zvolena hodnota 0,3.

**Rozlišení úzkých oblastí** je bezrozměrný parametr, jehož vyšší hodnota poskytuje jemnější síť v úzkých oblastech. V našem modelu byla zvolena hodnota 1,5. Výsledná síť, která byla vygenerována, je ukázána na obrázku 22 a obsahuje 45 378 3D elementů a 5 738 2D elementů na vnější hranici.



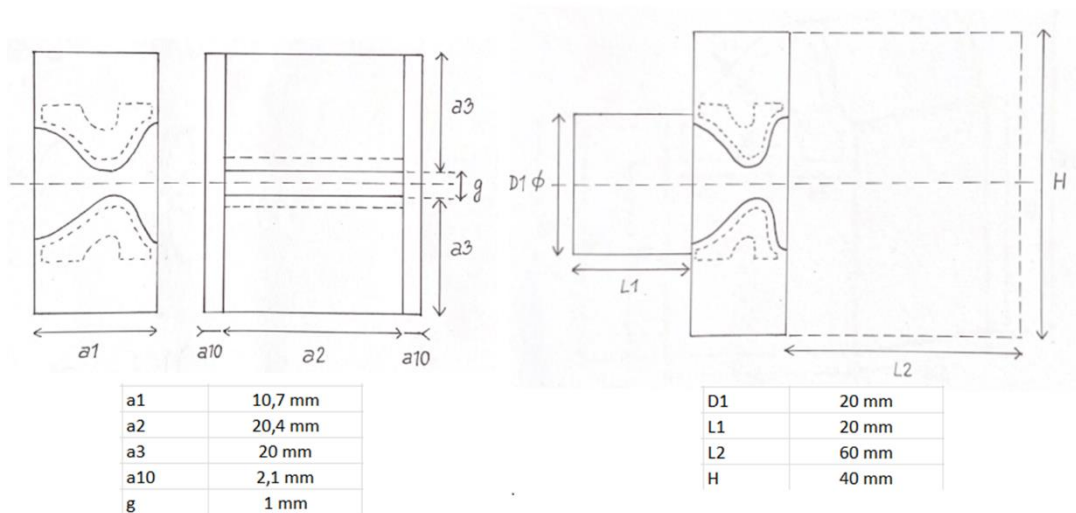
Obr. 22: Výpočetní síť obalu (vlevo) a detailu dutiny (vpravo)

Jelikož hledání vlastních frekvencí a tvarů matematicky představuje problém vlastních čísel a vlastních vektorů, je zvoleným solverem ARPACK, který k těmto účelům slouží. Součástí procesu hledání vlastních tvarů a frekvencí je také řešení lineárních systémů. Z toho důvodu je zvolen přímý řešič s názvem MUMPS, což je řešič pro velké soustavy lineárních rovnic tvaru  $Ax = b$ .

Součástí tohoto modelu pro výpočet vlastních frekvencí je nicméně také stacionární řešení řešičem PARDISO, což je též přímý řešič pro velké soustavy lineárních rovnic. Stacionární analýza je v této simulaci přítomna kvůli výpočtu předpětí modelu způsobeného predepnutím a počátečním přetlakem.

### 3.5 Model pro simulaci FSI v časové oblasti

Stejně tak jako u modelu pro výpočet vlastních frekvencí, bylo i u modelu pro simulaci FSI zapotřebí nejprve sestavit v software COMSOL Multiphysics žádanou geometrii. Ta tentokrát modeluje větší část experimentu, a to krátký úsek trubice reprezentující průdušnici, dvě silikonové hlasivky v protistojném postavení a prostor za nimi, který má v našem numerickém modelu tvar kvádra. Tento prostor v realitě není nijak ohraničený, v našem numerickém modelu však slouží jako pole, ve kterém jsou zobrazeny výsledky simulace, a dává nám tak možnost nahlédnout na aerodynamické děje v prostoru za modelem hlasivek. Geometrie byla vytvářena na základě nákresu 23.

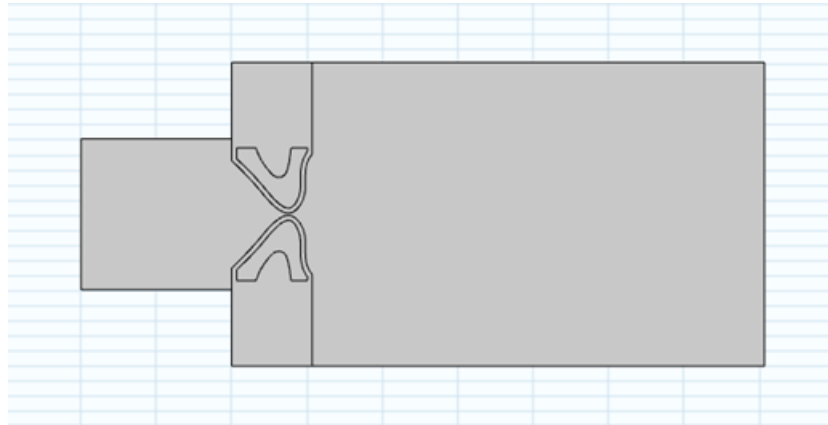


Obr. 23: Nákres geometrie modelu pro FSI s kótami (vlastní nákres)

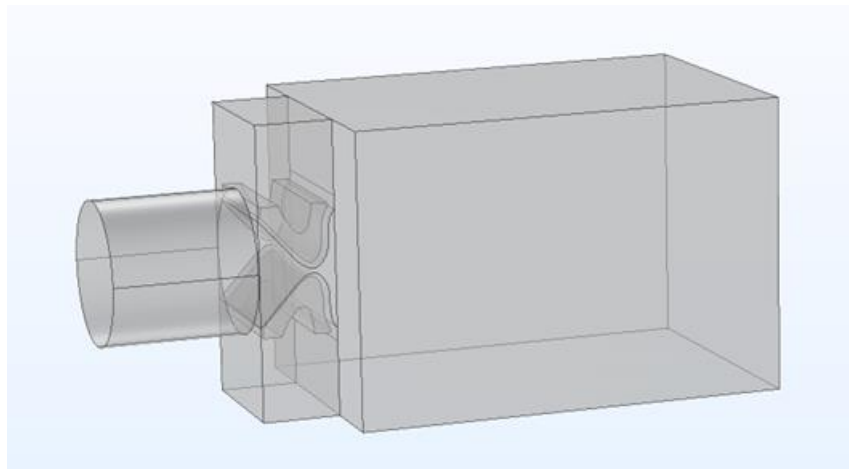
Modely pro simulaci FSI byly ve skutečnosti vytvořeny dva, první dvojrozměrný, druhý trojrozměrný. V této kapitole budou představeny oba.

Ve 2D konfiguraci je trubice pro přívod vzduchu v tomto numerickém modelu sestavena pomocí čtverce o straně 20 mm, jak je patrné z nákresu výše. Tento rozměr je srovnatelný s fyziologickým průměrem průdušnice dospělého člověka. V software je potom tomuto čtverci odebrána pravá strana, a tak volně přechází v prostor mezi hlasivkami, jejichž geometrie byla podrobně popsána v kapitole 3.4. Parametr  $g$ ,

jenž označuje vzdálenost mezi vrcholy hlasivek, je v našem modelu nastavitelný a byl pro naše účely nastavován v rozmezí 0,3 až 1 mm. Výsledná 2D geometrie je zobrazena na obrázku 24, 3D geometrie pak na obrázku 25.



Obr. 24: 2D geometrie modelu pro FSI,  $g = 0,3$  mm



Obr. 25: geometrie 3D modelu,  $g=0,6$  mm

Trubice pro přívod vzduchu je zde sestrojena pomocí válce o průměru 20 mm. Za tímto válcem se nachází dvě protistojné hlasivky, které byly popsány výše, a za nimi se nachází prostor tvaru kvádra. Silikonový rámeček, do kterého jsou hlasivky v realitě vlepeny, je v tomto modelu zanedbán, jelikož je nahrazen okrajovými podmínkami, které dané stěny fixují ve stálé pozici.

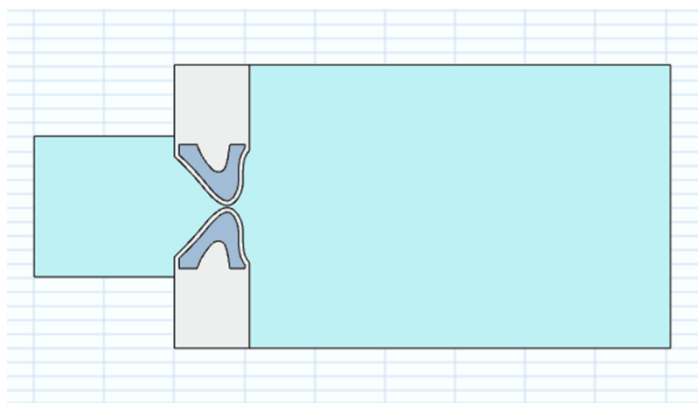


### 3.5.1 Materiály

Náš numerický model pro výpočet FSI obsahuje tři materiály. Ecoflex 00-10, který náleží hlasivkám, byl podrobně popsán v kapitole 3.4.1. Jeho podstatnými vlastnostmi pro naše výpočty jsou hustota, Youngův modul a Poissonovo číslo, jejichž hodnoty jsou následující:  $\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$ ,  $E = 55\,158 \text{ Pa}$  a  $\mu = 0,48$ .

Druhým použitým materiálem je vzduch, který náleží prostoru v trubici, intraglotické šterbině a oblasti za hlasivkami. Vzduch byl použit z knihovny materiálů, kde jsou nadefinovány i jeho vlastnosti potřebné k výpočtu FSI, což jsou hustota  $\rho = 1,204 \text{ kg/m}^3$  a dynamická viskozita  $\mu = 18,13 \cdot 10^{-6} \text{ Pa} \cdot \text{s}$ .

Posledním materiálem je voda, která vyplňuje dutiny hlasivek. Vzhledem k tomu, že je též tekutým médiem, tak jsou požadovanými vlastnostmi pro FSI také hustota  $\rho$  a dynamická viskozita  $\mu$ . Voda byla v našem modelu vytvořena úpravou definic pro vzduch převzatý z knihovny materiálů. Přiřazení materiálů k jednotlivým částem 2D modelu je graficky znázorněno na obrázku 26. Ve 3D modelu jsou materiály nastaveny analogicky.

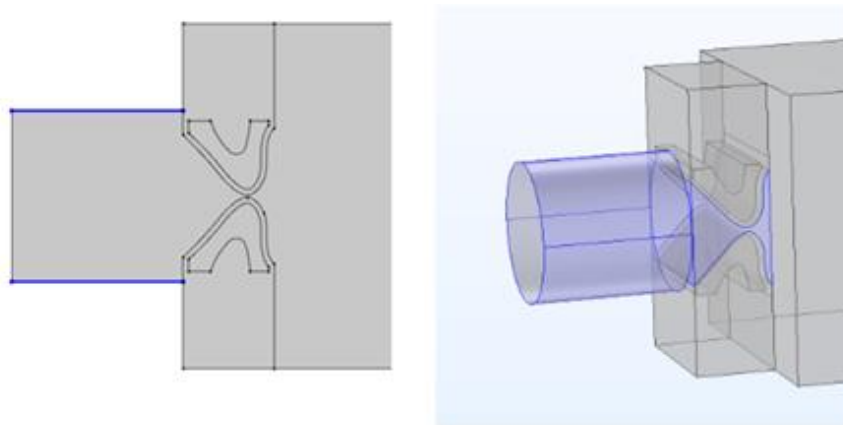


Obr. 26: Materiály – silikon (bílá), voda (modrá), vzduch (tyrkysová)

### 3.5.2 Nastavení okrajových podmínek

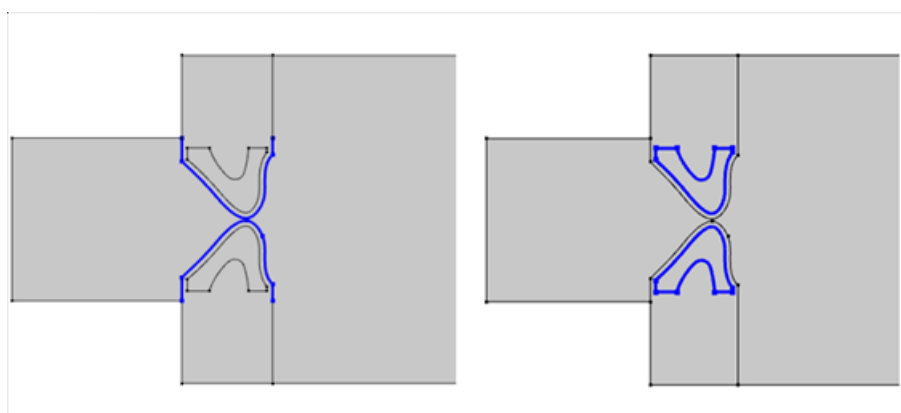
V modelu je třeba označit takové hranice, které zůstávají ve výsledku nehybné, nejsou tvořeny elastickým materiálem a neplatí pro ně ani jiné okrajové podmínky,

které by tyto hranice ovlivňovaly. K tomu slouží podmínka s názvem **Stěna (Wall)**. Stěny v našem modelu jsou znázorněny na obrázku 27.



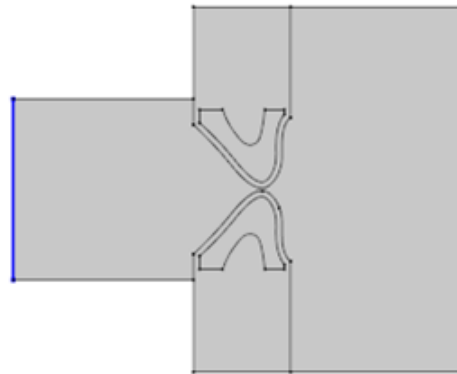
Obr. 27: Stěny modelu, 2D model (vlevo), 3D model (vpravo)

Další okrajovou podmínkou je **Rozhraní pevná látka – kapalina (Fluid – Solid Interface Boundary)**. K té náleží ty hranice modelu, kde elastické těleso interaguje s proudící tekutinou. Tato podmínka se v našem modelu též vyskytuje dvakrát, jelikož jedno takové rozhraní leží mezi hlasivkami a částí modelu, v níž proudí vzduch, zatímco druhé rozhraní se nachází mezi hlasivkami a vodou naplněnou dutinou. Hranice náležící oběma těmto podmínkám jsou znázorněny na obrázku 28 pro 2D model, pro 3D model platí analogicky.



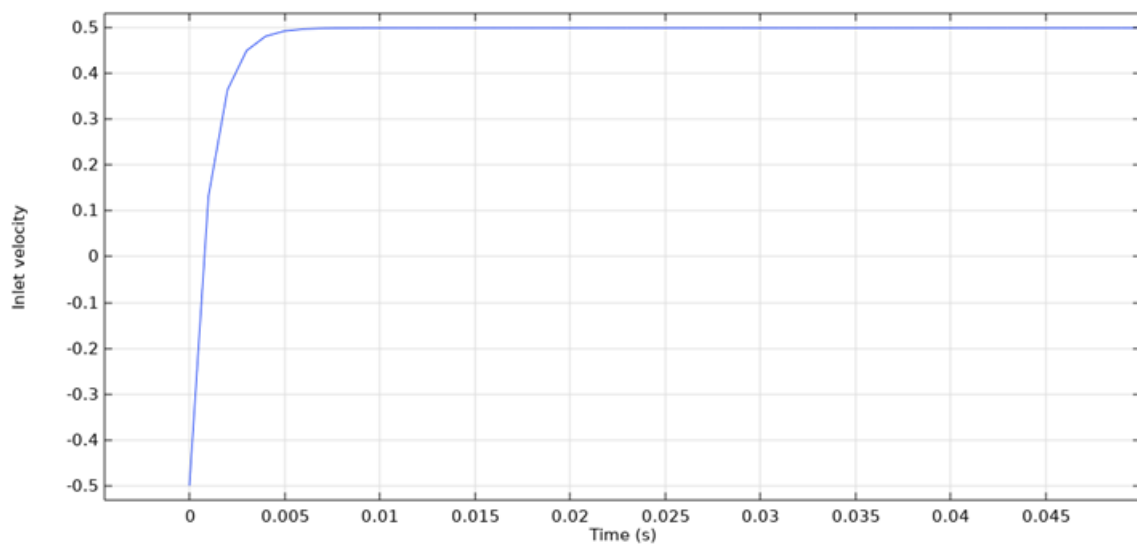
Obr. 28: Rozhraní pevná látka – kapalina, vlevo rozhraní silikon – vzduch, vpravo rozhraní silikon – voda

**Vtok (Inlet)** je okrajová podmínka, která platí pro ty hranice objektu, kterými do něj vtéká tekutina, v našem případě vzduch. Hranice, pro kterou tato podmínka platí ve 2D modelu, je zobrazena na obrázku 29. Analogicky je nastavena také ve 3D modelu.



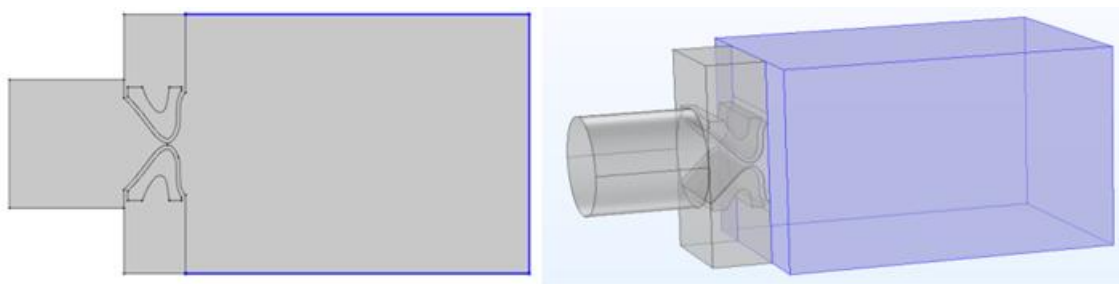
Obr. 29: Inlet

Tento vtok byl v našem modelu specifikován pomocí matematické funkce  $u = U_0 * [1 - \exp(-1000 * t)]$ , jejíž průběh je zřejmý na obrázku 30. Tato funkce zajišťuje, že změna rychlosti na vstupu z 0 na 100 % není skoková, ale pozvolná.  $u$  je zde tedy proměnná, jež je specifikovaná parametrem  $U_0$  [m/s], kterému je zadána hodnota podle požadavků na výslednou rychlost vtoku vzduchu.



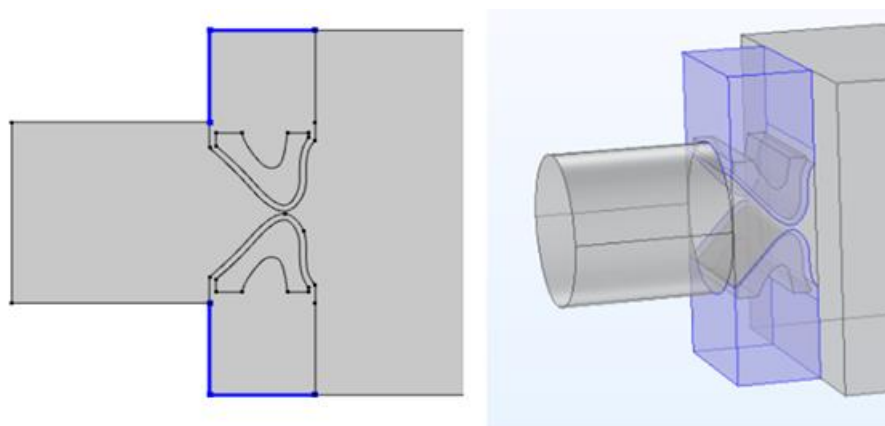
Obr. 30: Rychlost vtoku vzduchu v závislosti na čase

Stávající simulace modeluje případ bez vokálního traktu. Odtok (Outlet) z oblasti je vyznačen na obrázku 31.



Obr. 31: Outlet, 2D model (vlevo), 3D model (vpravo)

Další okrajovou podmínkou, která je v našem modelu nastavena, je **Vetknutí (Fixed Constraint)**. To přidává podmínku, která zajistí, že geometrický prvek zůstane nepohyblivý. To znamená, jak již bylo řečeno výše, že odstraňuje všechny stupně volnosti, translační i rotační, pro danou část geometrie. V našem modelu jsou touto podmínkou omezeny ty části geometrie, které jsou v realitě upevněny do nastavitelného přípravku a jsou zobrazeny na obrázku 32.



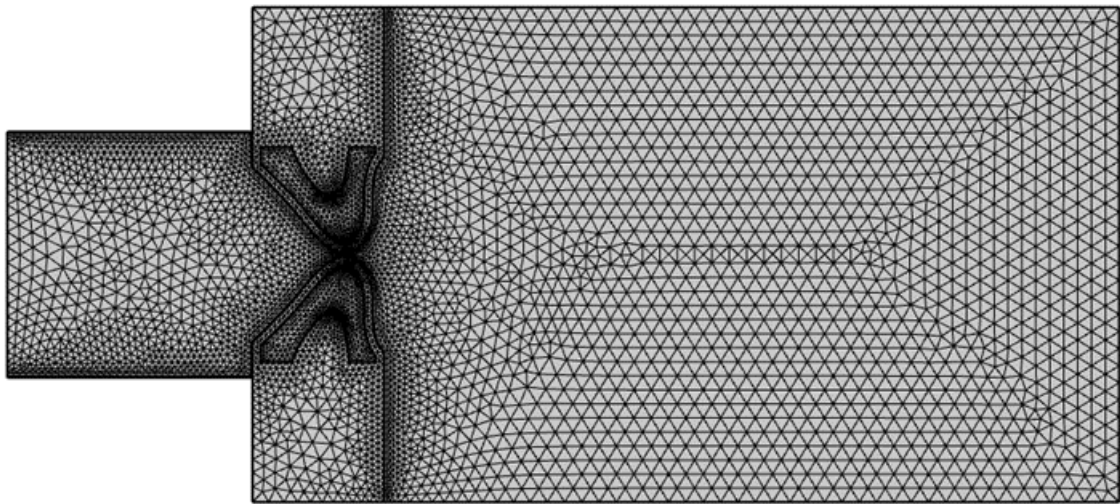
Obr. 32: Vetknutí, 2D model (vlevo), 3D model (vpravo)

Poslední okrajovou podmínkou nastavenou v tomto modelu je **Počáteční přetlak (Boundary Load)**. Ten byl nastavován v rozmezí 0 až 300 Pa pro dutinu naplněnou vodou (viz obrázek 19).

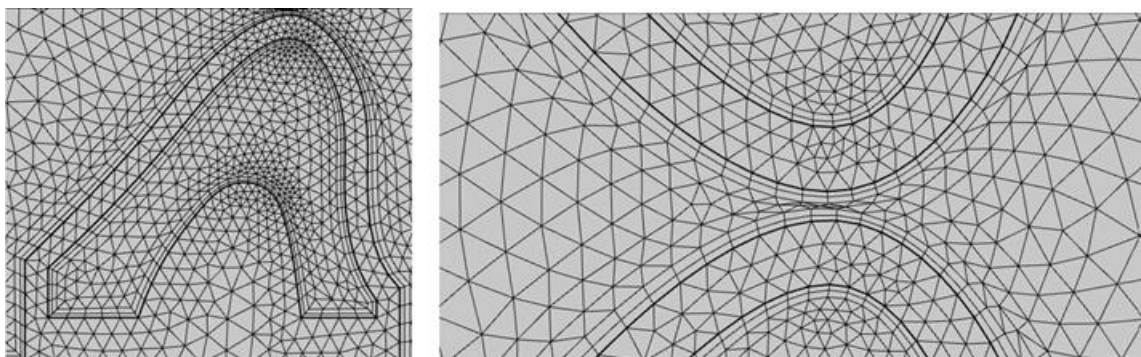
V případě FSI simulací byly zvoleny hodnoty následujících parametrů pro 2D konfiguraci takto:

- **Maximální a minimální velikost elementu:** 3,36 mm a 0,01 mm
- **Maximální míra růstu prvku:** 1,25
- **Faktor zakřivení:** 0,25
- **Rozlišení úzkých oblastí:** 1

Výsledná síť se skládá z 10 336 doménových prvků, 601 hraničních prvků a je zobrazena na obrázku 33. Na obrázku 34 je poté k vidění detail jedné hlasivky a glotického prostoru.



Obr. 33: Výpočetní síť 2D konfigurace



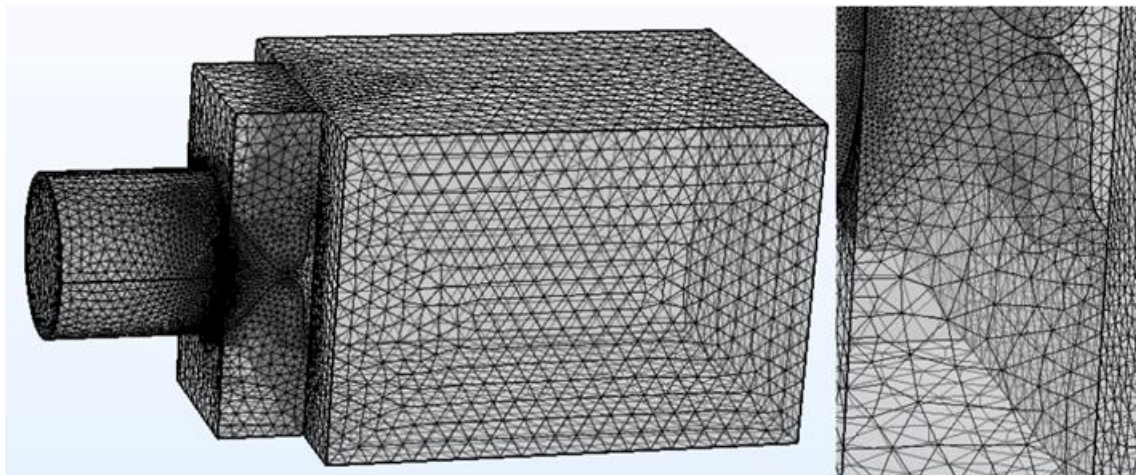
Obr. 34: Detail výpočetní sítě, vlevo hlasivka, vpravo glotická šterbina



U 3D modelu musela být výpočetní síť zvolena na základě kompromisu mezi dostatečným rozlišením a únosností výpočetní náročnosti, neboť 3D model je zákonitě kvůli své rozsáhlejší geometrii výpočetně náročnější než jeho 2D varianta. Parametry sítě byly zvoleny takto:

- **Maximální a minimální velikost elementu:** 9 mm a 0,9 mm
- **Maximální míra růstu prvku:** 1,5
- **Faktor zakřivení:** 0,5
- **Rozlišení úzkých oblastí:** 0,6

Výsledná síť obsahuje 443 346 3D elementů, 30 458 2D elementů na vnější hranici a je zobrazena na obrázku 35.



Obr. 35: Výpočetní síť 3D konfigurace, vlevo celá geometrie, vpravo detail hlasivky a glotické štěrbiny

FSI simulace je časově závislá, jelikož chceme vidět průběh interakce hlasivek s prouděním. Přístup k řešení systému parciálních diferenciálních rovnic byl zvolen segregovaný, to znamená, že nejsou řešeny všechny neznámé najednou, místo toho je problém rozdělen do kroků. Výhodou jsou menší požadavky na paměť. Řešič byl pak zvolen přímý, výhodný svou robustností, a to MUMPs, který byl již popsán výše.

### 3.5.3 Arbitrary Lagrangian-Eulerian Method (ALE)

Interakce mezi tekutinou a strukturou (FSI) představuje fyzikální spojení mezi zákony popisujícími dynamiku tekutin a strukturální mechaniku často zahrnující deformaci, tak jako v našem případě interakce elastického materiálu hlasivek s prouděním vzduchu. Proto zde bude zmíněna metoda, jakou se výpočetní software vypořádává se souřadnými systémy, které se běžně pro tyto problémy používají.

V Eulerově přístupu je dynamika systému vztažena k pevnému souřadnicovému systému. V COMSOL je tento souřadný systém nazýván *spatial frame*. Ten je užíván kupříkladu právě pro řešení problémů dynamiky tekutin.

Pro problémy mechaniky pružných těles však nabízí užitečnou alternativu Lagrangeův přístup. V Lagrangeově metodě jsou mechanické rovnice psány v souřadném systému pevně spojeném s tělesem (v nedeformovaném tvaru). V COMSOL se tento souřadný systém nazývá *materiál frame*. Lagrangeova metoda se používá například při sledování jednotlivých částic, nebo také k již zmíněné problematice mechanické deformace.

Problémy multifyzikálního charakteru jako je FSI přinášejí komplexnost, ve které jsou některé fyzikální rovnice nejlépe formulovány pomocí Eulerovy a některé pomocí Lagrangeovy metody. V těchto případech je cenná tzv. Arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE) metoda. Tato metoda řeší rovnice ve třetím souřadnicovém systému, nazvaném v COMSOL Multiphysics *mesh frame*. Ten slouží jako prostředník umožňující matematické spojení mezi *spatial frame*, *material frame* a sebou samotným. To umožňuje transformaci rovnic formulovaných v prostorovém a materiálovém rámci do souřadnicového systému sítě pro řešení ve všech časech.

## 3.6 Výsledky simulací

V této kapitole budou ukázány výsledky modální analýzy a FSI simulací ve 2D a 3D.

### 3.6.1 Modální analýza

Vlastní frekvence jsou určité diskrétní frekvence, při kterých je systém náchylný ke kmitání, jedná se o teoretické frekvence kmitání soustavy, na kterou nepůsobí žádné buzení. Při kmitání na určité vlastní frekvenci se objekt deformuje do odpovídajícího tvaru, takzvaného vlastního tvaru. Analýza těchto vlastních tvarů nám ukáže pouze tvar módu, nikoli amplitudu reálné vibrace. Skutečná velikost deformace může být určena pouze tehdy, pokud je známo skutečné buzení spolu s tlumícími vlastnostmi.

Objekty mají tendenci při vhodném buzení kmitat na frekvencích blízkých právě těm vlastním, proto může být užitečné je znát. To je motivací k sestrojení tohoto numerického modelu.

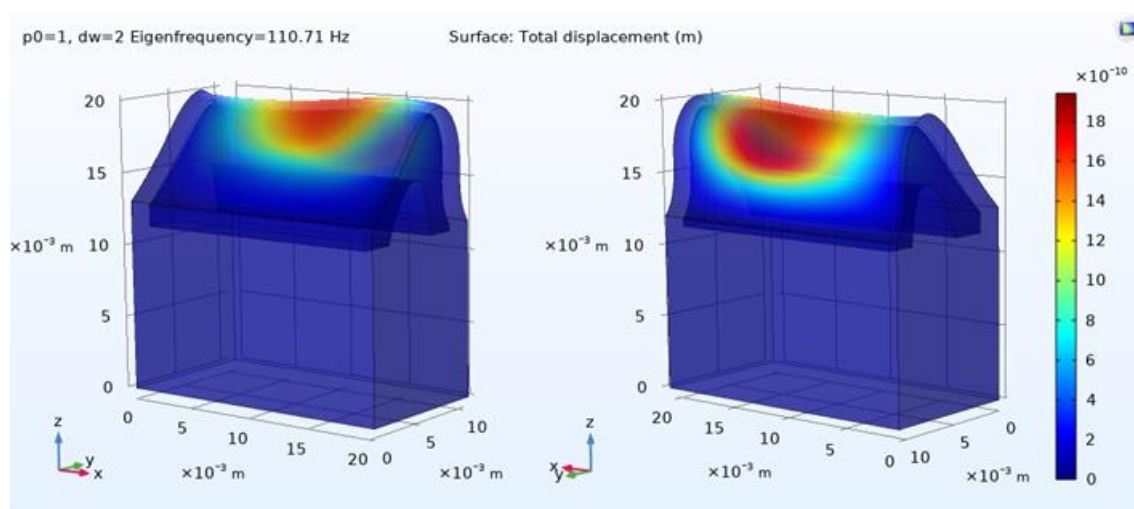
Pro prezentaci výsledků výpočtu vlastních frekvencí byla z vyzkoušených variant vybrána jedna reprezentativní, která se vyznačuje nastavením parametrů předepnutí  $dw = 2$  mm a počátečního přetlaku  $p_0 = 100$  Pa. Hodnoty vlastních frekvencí prvních deseti módů tohoto modelu jsou uvedeny v následující tabulce.

Tabulka 1: Vlastní frekvence modelu syntetické hlasivky

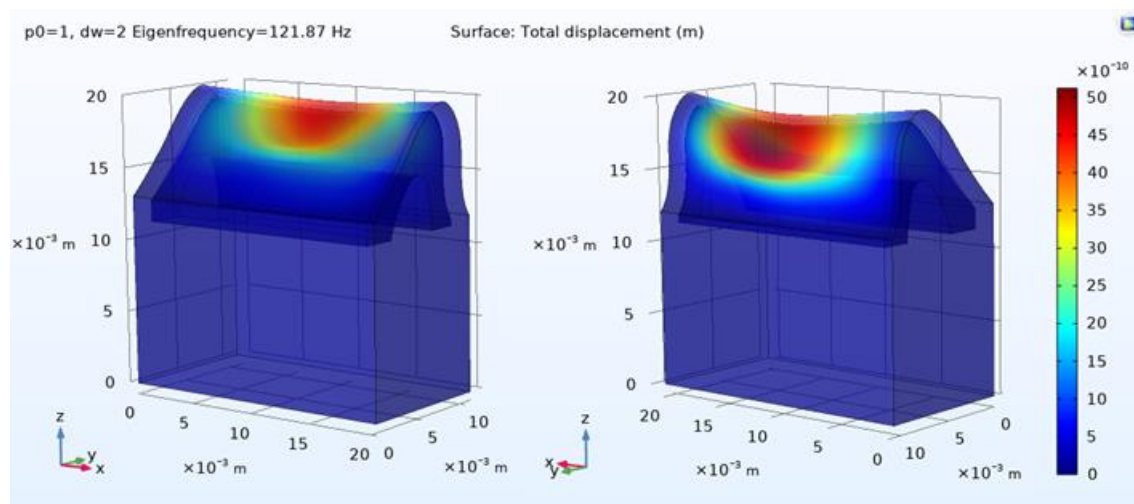
mód	f [Hz]
1.	110,71
2.	121,87
3.	137,23
4.	138,25
5.	142,31
6.	145,24
7.	148,28
8.	149,56
9.	154,13
10.	154,16



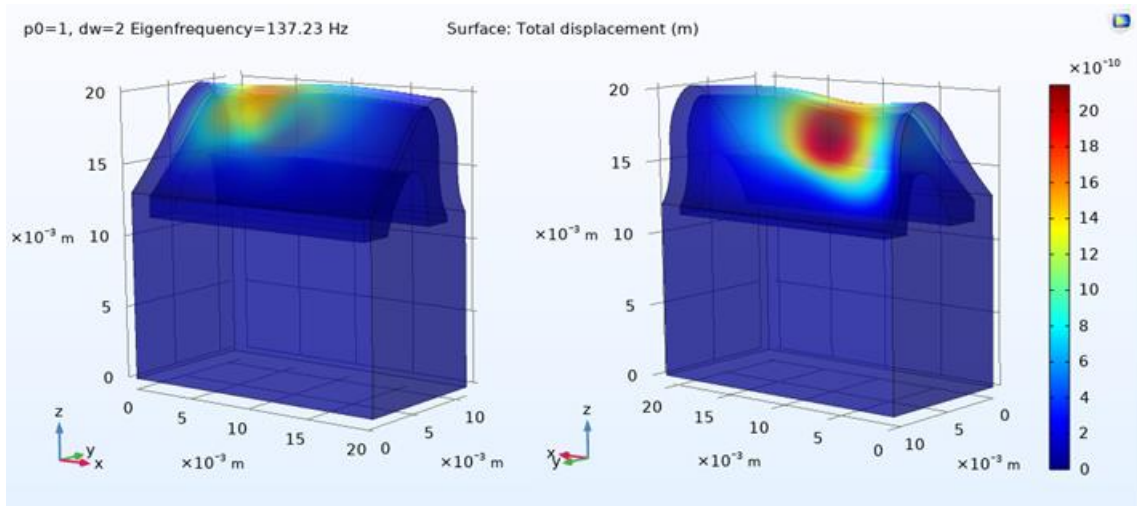
Vlastní tvary na prvních šesti frekvencích jsou zobrazeny na obrázcích 36–41. Zbylé čtyři vlastní tvary naší simulace jsou k nalezení v příloze A. V pravé části každého obrázku je umístěna barevná stupnice deformace popisující relativní deformaci kmitajícího objektu. Absolutní velikost výchylky je při kalkulaci vlastních tvarů normalizovaná, tudíž nemá žádný význam. Červeně jsou vyobrazena místa s největší relativní výchylkou, modře s nejmenší.



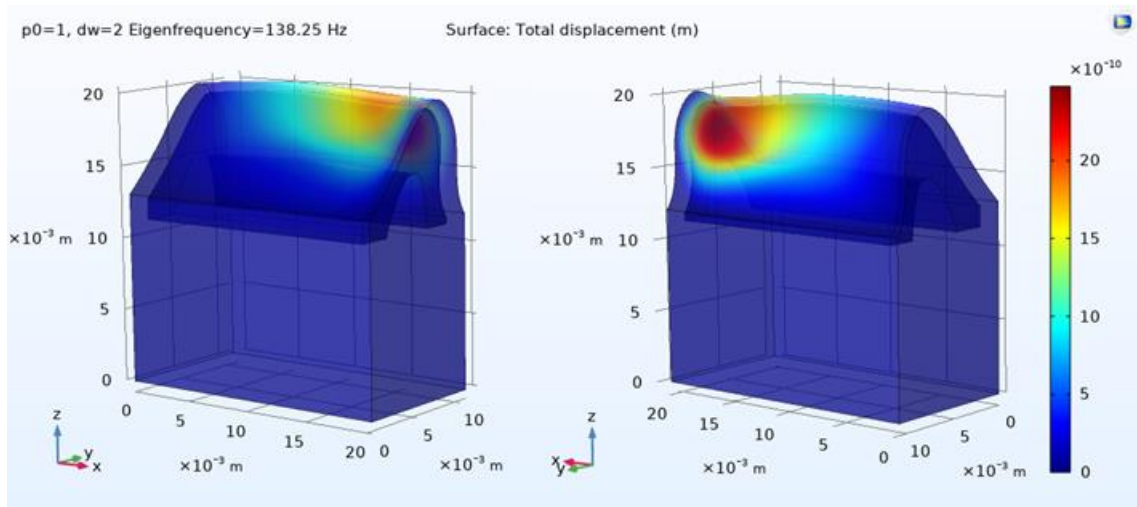
Obr. 36: První mód kmitu



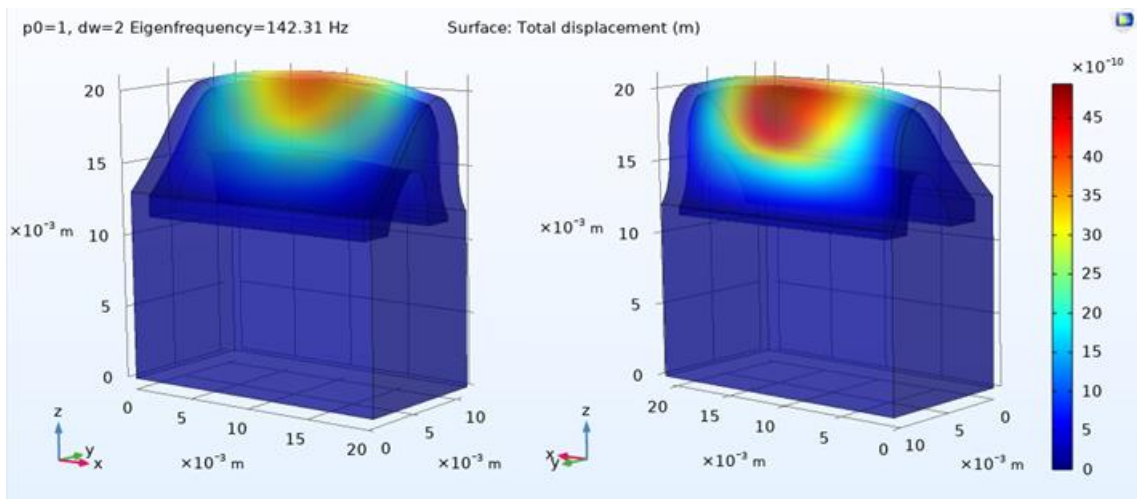
Obr. 37: Druhý mód kmitu



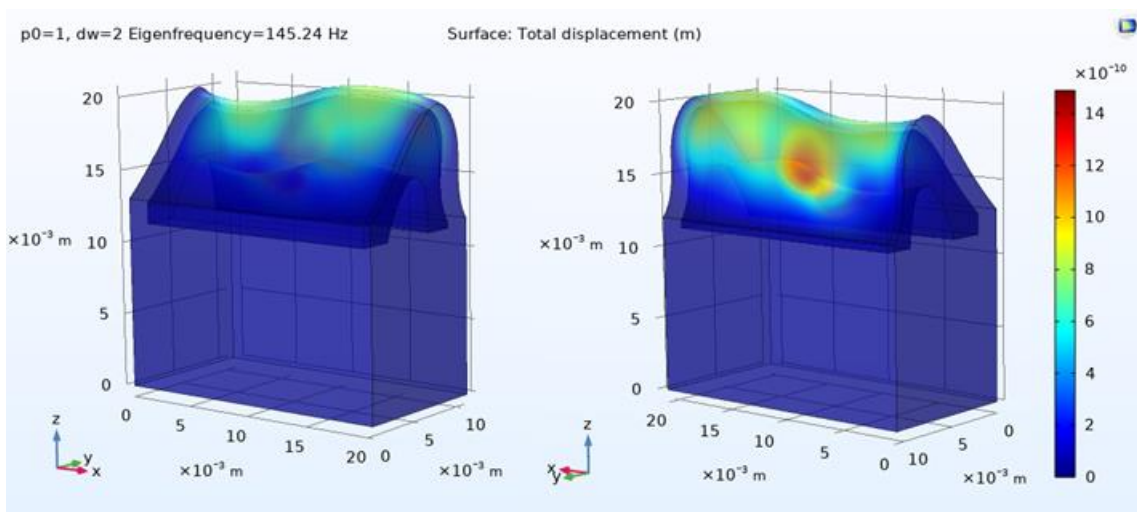
Obr. 38: Třetí mód kmitu



Obr. 39: Čtvrtý mód kmitu



Obr. 40: Pátý mód kmitu



Obr. 41: Šestý mód kmitu

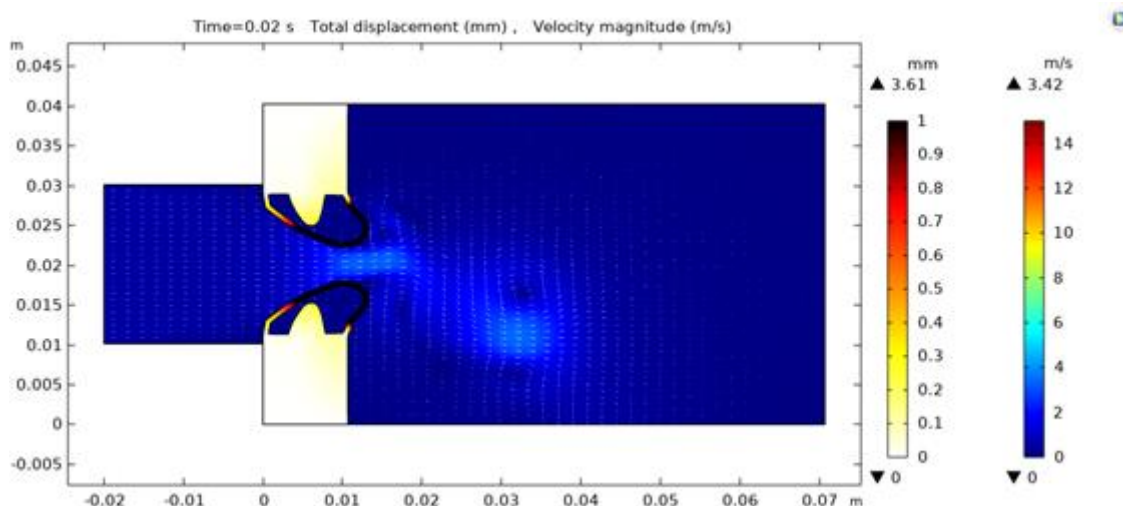
Prvních deset vlastních frekvencí vybraného modelu tedy leží v rozmezí 110 a 155 Hz. To jsou frekvence blízké těm, na kterých při experimentech kmitá samobuzený fyzikální model z ÚT AV ČR (Horáček, Bula, Radolf a Šidlof, 2016).

### 3.6.2 FSI–2D konfigurace

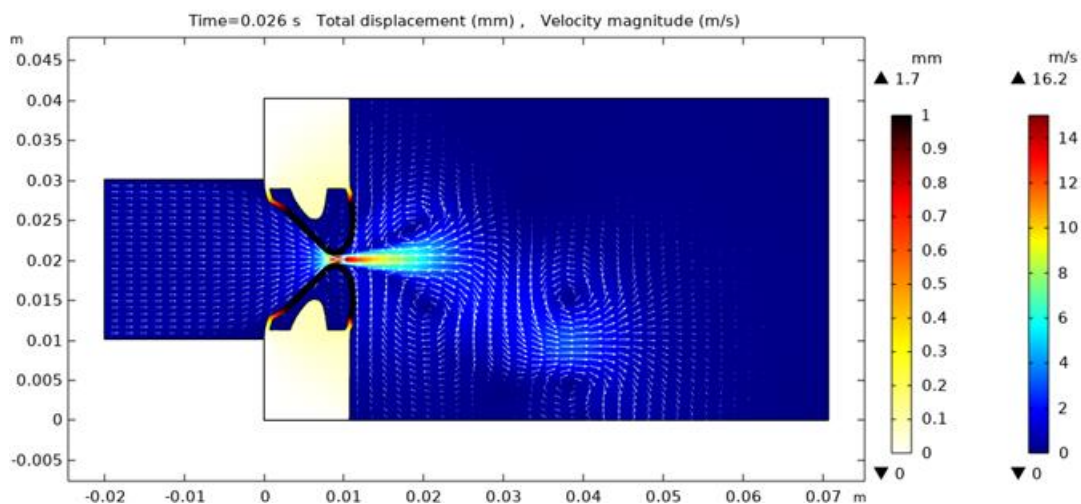
Interakce mezi tekutinou a strukturou (FSI) představuje fyzikální spojení mezi zákony popisujícími dynamiku tekutin a strukturální mechaniku. Tento jev je charakterizován interakcemi, které mohou být stabilní nebo oscilující, mezi deformovatelnou strukturou a okolním nebo vnitřním prouděním tekutiny.

Náš model ve 2D konfiguraci byl sestaven podle zadání s nastavitelnými parametry výšky glotické štěrby  $g$ , počátečního přetlaku  $p_0$  a rychlosti proudu vzduchu v oblasti vtoku  $U_0$ . Výška glotické štěrby byla testována pro rozsah hodnot 0,3–1 mm. Při nižších hodnotách tohoto parametru bylo bohužel nutné kvůli stabilitě výpočtu volit také nižší hodnoty rychlosti  $U_0$ . Hodnoty  $U_0$ , při kterých model funguje, jsou v rozsahu 0,5–1 m/s. Počátečnímu přetlaku  $p_0$  byla zvolena hodnota 100 Pa.

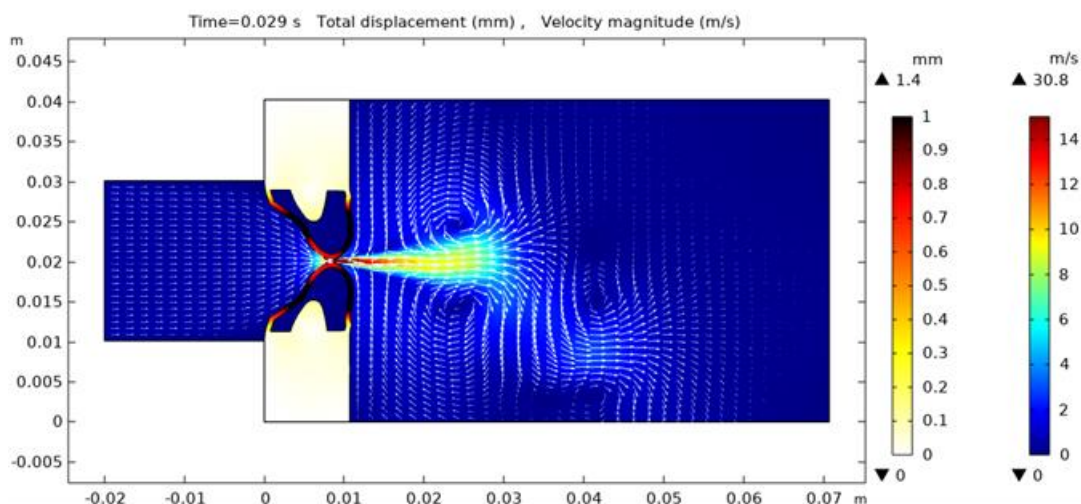
V této části jsou zobrazeny ilustrativní snímky ze simulace na obrázcích 42–44, další snímky zachycující delší průběh simulace jsou k nalezení v příloze B.



Obr. 42: Ilustrativní snímek 2D simulace FSI,  $t = 0,02$  s



Obr. 43: Ilustrativní snímek 2D simulace,  $t = 0,026$  s



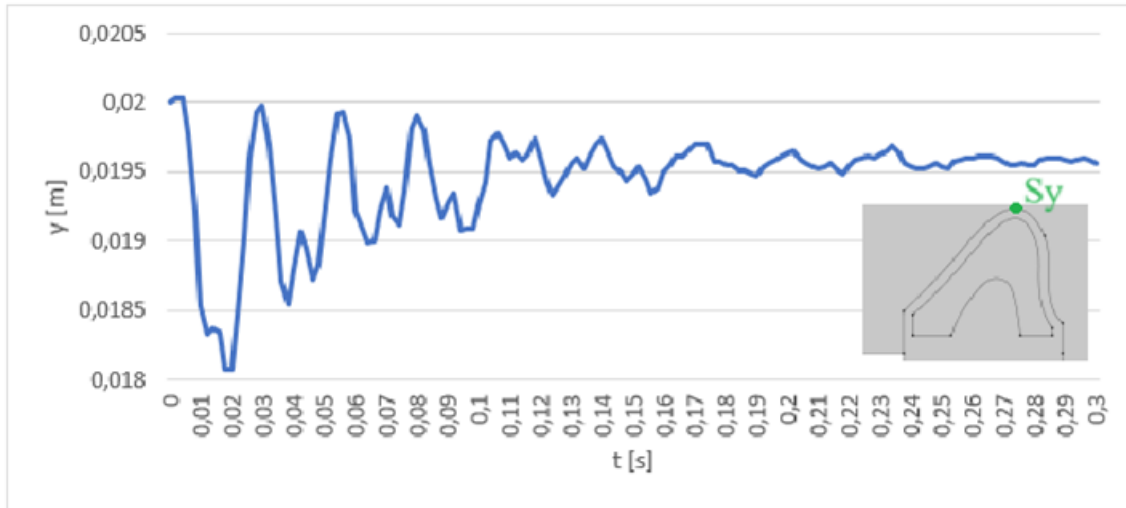
Obr. 44: Ilustrativní snímek 2D simulace,  $t = 0,029$  s

Na obrázcích výše lze pozorovat výsledné proudové pole. Proudění v subglotické oblasti zrychluje vlivem zúžení prostoru v glotické oblasti a ve smykové vrstvě proudu při povrchu hlasivek za glotickou štěrbinou se odtrhávají turbulentní víry.

Naše simulace byla realizována v časovém úseku 0–0,3 s, zvolený časový krok byl přitom 0,001 s. V tomto časovém úseku bylo dobře patrné několik výrazných zákmitů, které postupně ustávaly, jak je patrné z grafu vyobrazeném na obrázku 45,

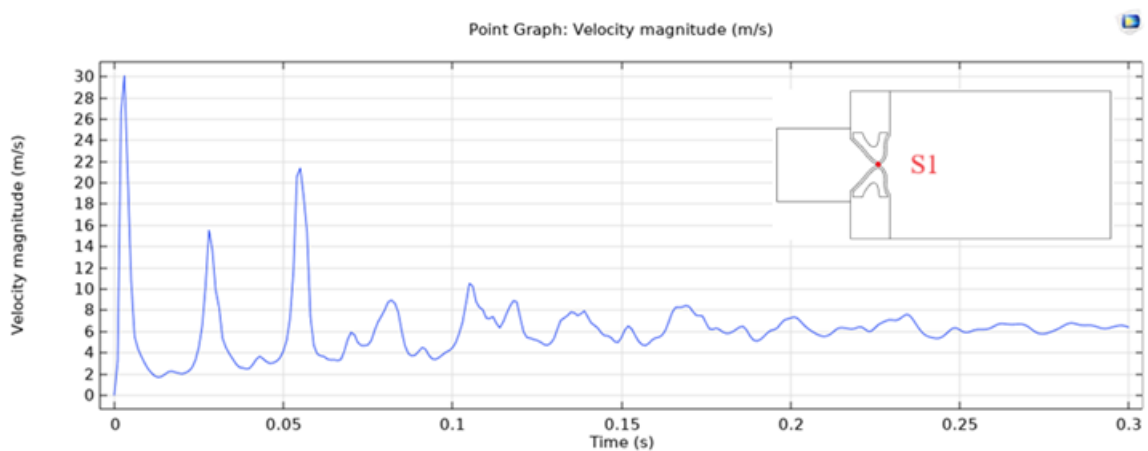


který sleduje y souřadnici sondy  $S_y$  [0,007619066; 0,02] v čase. V tomto případě se tedy jedná o stabilní samobuzené kmitání s exponenciálně klesající amplitudou.



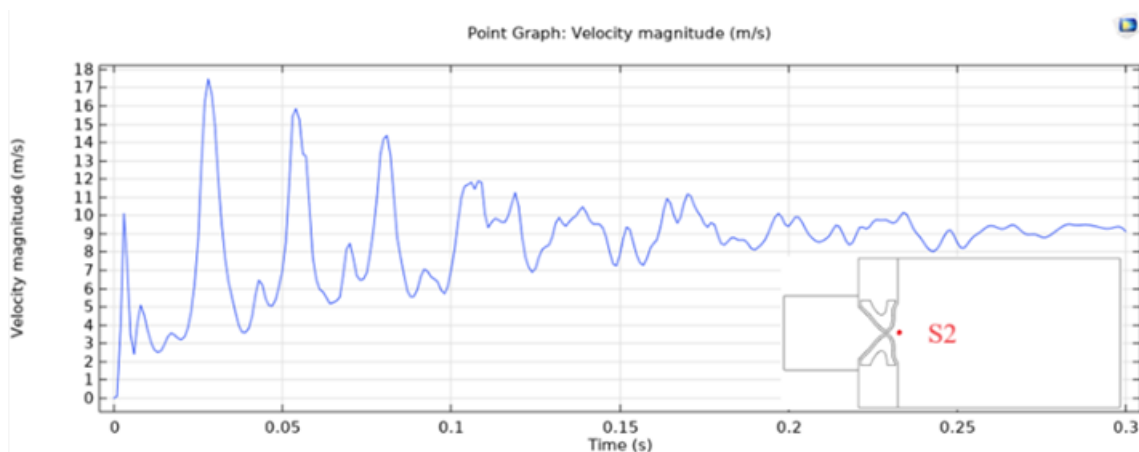
Obr. 45: Graf y-souřadnice sondy  $S_y$  v čase

Ze simulace byla také vyhodnocena rychlost proudění ve dvou zvolených fixních bodech neboli sondách. Jedna z nich se nachází v glotické štěrbině na souřadnicích [0,00762; 0,0215] a je zobrazena pod označením  $S_1$  na obrázku 46. Rychlost proudění v tomto bodě dosahuje maxima okolo 30 m/s a spolu s tlumeným kmitáním postupně klesá a ustaluje se kolem hodnoty 6 m/s.



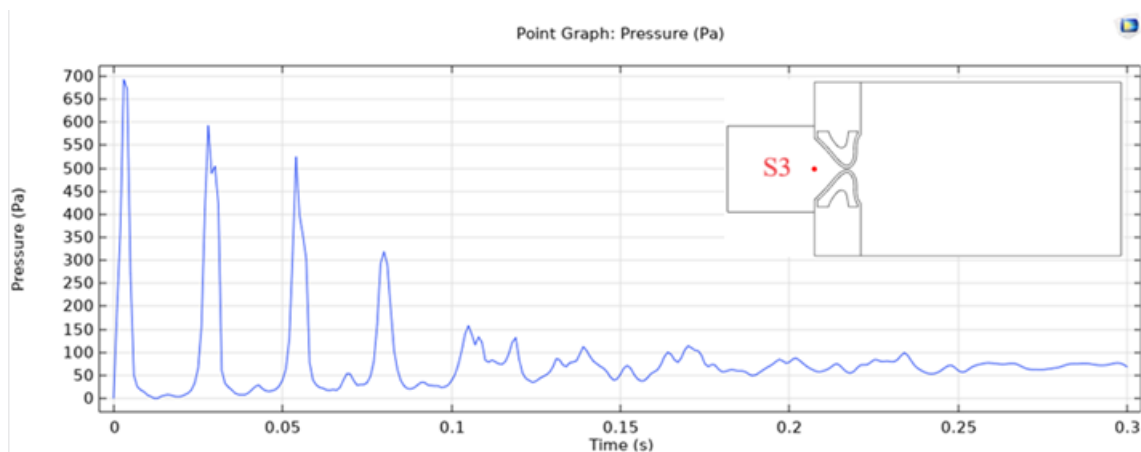
Obr. 46: Průběh rychlosti proudícího vzduchu v bodě  $S_1$

Druhá sonda S2 se nachází v supraglottické části modelu na souřadnicích [0,011; 0,0215] a je zobrazena na obrázku 47. Rychlost proudění zde dosahuje maxima okolo 17,5 m/s a klesá k hodnotě 10 m/s.



Obr. 47: Průběh rychlosti proudícího vzduchu v bodě S2

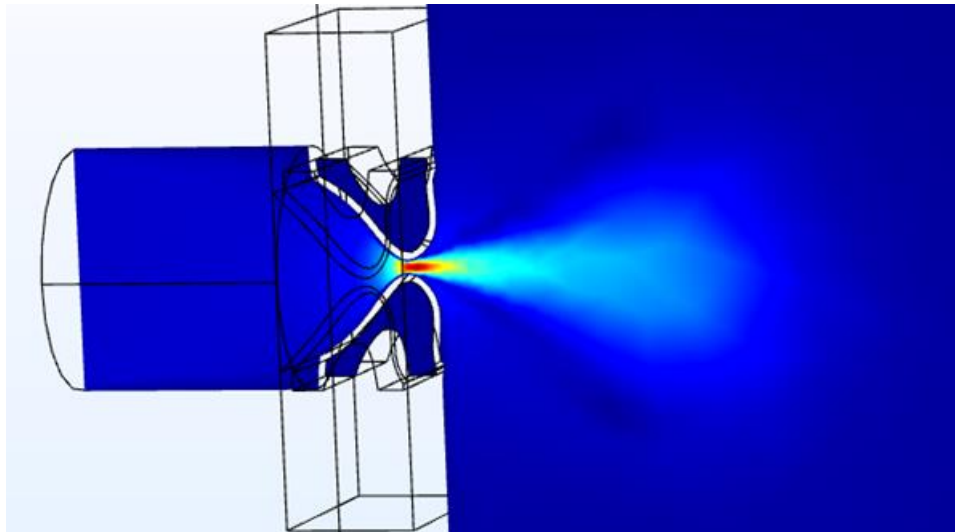
Další zkoumanou veličinou je subglotický tlak měřený sondou S3, jejíž pozice je [0; 0,0215] (viz Obr. 48). Subglotický tlak prudce roste v čase před prvním zákmitem hlasivek a dosahuje hodnoty kolem 700 Pa. Stejně tak prudce roste před dalšími zákmity a spolu s jejich postupným tlumením také postupně klesá.



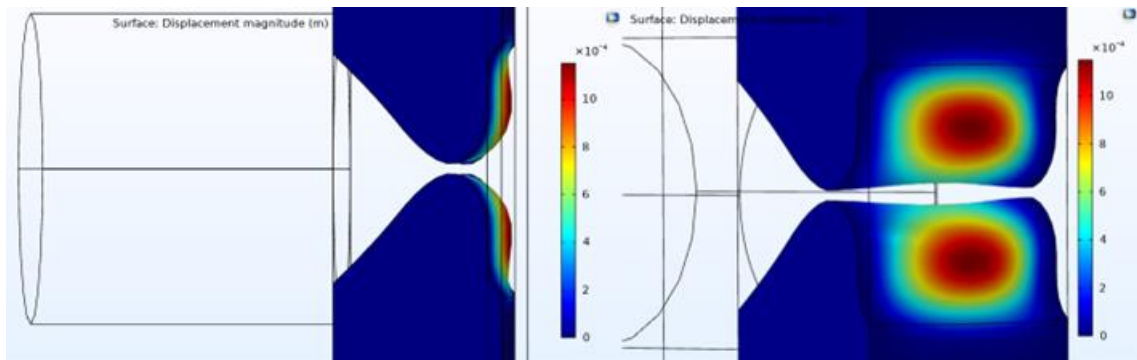
Obr. 48: Graf průběhu subglotického tlaku v bodě S3

### 3.6.3 FSI–3D konfigurace

Posledním cílem této práce bylo vyzkoušet, zda je na dostupném výpočetním hardware realizovatelná, s přiměřeným rozlišením výpočetní sítě, také simulace ve 3D. 3D konfigurace modelu byla vytvořena a výsledný model je za omezených podmínek funkční. Na obrázku 49 lze vidět vybraný snímek proudového pole vypočítaného z 3D FSI simulace v čase  $t = 0,02$  s. Na následující dvojici snímků na obrázku 50 je zobrazena velikost deformace.



Obr. 49: Řez 3D modelem FSI



Obr. 50: Velikost deformace hlasivek ve dvou pohledech

Z technických důvodů se nám do modelu bohužel nepodařilo začlenit předepnutí hlasivek  $dw$ .



### 3.7 Vyhodnocení cílů práce

Prvním cílem bylo seznámit se se základy mechaniky pružných těles a mechaniky tekutin se zaměřením na partie, které popisují fyzikální principy tvorby lidského hlasu. Tento cíl byl splněn, významné části mechaniky pružných těles i tekutin se zaměřením na fonaci byly čtenářům přiblíženy v teoretické části této diplomové práce.

Druhým cílem bylo provést rešerši fyzikálních (syntetických) modelů hlasivek, které jsou ve světě používané s důrazem na způsob, jakým je v těchto modelech aproximována histologická struktura skutečných hlasivek. Tento cíl byl také splněn a syntetickým modelům byla věnována kapitola 3.3, ve které jsou zmíněny jak modely statické, s externím pohonem, tak modely samobuzené.

Třetím cílem bylo ve výpočetním software COMSOL Multiphysics sestavit numerický model syntetických hlasivek vyvinutých na Ústavu termomechaniky AV ČR ve frekvenční oblasti a vypočítat vlastní frekvence a vlastní tvary kmitání pro zadané geometrické a materiálové parametry. Numerický model syntetické hlasivky ve frekvenční oblasti byl v zadaném software sestaven a byla na něm provedena modální analýza pro několik nastavitelných parametrů. Cíl byl tedy splněn.

Posledním cílem této práce bylo sestavit numerický model interakce syntetické hlasivky s prouděním a pro vývoj a testování modelu použít 2D konfiguraci, na závěr vyzkoušet, zda je na dostupném výpočetním hardware realizovatelná (s přiměřeným rozlišením výpočetní sítě) i simulace ve 3D. Součástí cíle bylo připravit, spustit a vyhodnotit numerickou simulaci několika kmitů syntetické hlasivky vyvolaných prouděním vzduchu. I poslední cíl byl úspěšně splněn, sestavena byla dvojrozměrná i trojrozměrná konfigurace modelu a na obou byla realizována simulace několika kmitů způsobených prouděním vzduchu.

## 4 Diskuze

Numerické simulace dějů souvisejících s fonací zahrnující různé geometrické aproximace lidského hrtanu nejsou ve světě raritou. Příkladem může být publikace z roku 2020, která se zabývá numerickou simulací vlivu nosních dutin na kvalitu hlasu (Vampola, Horáček; Radolf; Švec a Laukkanen, 2020), model části fonačního ústrojí s několikavrstevnými hlasivkami napodobujícími jejich skutečnou vnitřní stavbu (Xue, Mittal, Zheng a Bielamowicz, 2012) a další (Lasota, Šidlof, Kaltenbacher a Schoder, 2021; Perrine a Scherer, 2023). V roce 2023 vyšla publikace shrnující současný stav numerického modelování procesu fonace (Döllinger, Zhang, Schoder, Šidlof, Tur et al., 2023). Autorka práce již započala s vývojem části modelu v roce 2020 (Němcová, 2020), náš model je ale prvním virtuálním obrazem syntetického modelu vyvíjeného na Ústavu termomechaniky Akademie věd ČR v časové oblasti.

Kontext naší práce byl vzhledem k ostatním numerickým modelům lidských hrtanů krátce shrnut, neméně důležité je také srovnání jejich výsledků s výsledky experimentu na ÚT AV ČR. K dispozici nám byla data z uvedené publikace (Horáček, Bula, Radolf a Šidlof, 2016). Z této publikace vyplývá, že syntetické hlasivky oscilovaly při experimentu se základní frekvencí blízko 150 Hz. Prvních deset vlastních frekvencí našeho modelu se nachází v rozmezí 110 až 154 Hz. Řádově je tedy náš model odpovídající. Dalším měřeným parametrem, který byl získán také z našeho modelu, je subglotický tlak. Ten se podle zmíněné publikace při experimentu pohyboval v maximu kolem 3 kPa. V našem modelu dosahoval pouze hodnot kolem 0,7 kPa, což je vysvětlitelné přítomností nedovřené štěrbin v glotickém prostoru našeho numerického modelu.

Důležité je také zmínit, že jsme nenarazili na případ aeroelastické nestability, při které by kmity exponenciálně rostly. Pro všechny vyzkoušené případy modelů FSI šlo o stabilní, v čase se zmenšující kmity.

Tato práce byla limitována dostupným hardware a možnostmi jeho využití, což je běžný problém numerických simulací, které bývají výpočetně i časově náročné. Přestože byl úspěšně vytvořen nejen model vlastních tvarů a frekvencí, ale také interakce proudění s elastickými hlasivkami ve 2D i 3D konfiguraci, a tak byly cíle práce splněny, podstatnou limitací je nezahrnutí předeprtých hlasivek do modelu FSI. Tento prvek se i přes naše snahy

nepodařilo úspěšně implementovat kvůli technickým potížím a může být dobrým podnětem k budoucí práci na tomto numerickém modelu a jeho přiblížení realitě pomocí začlenění tohoto parametru.

## 5 Návrh doporučení pro praxi

V minulosti bylo vytvořeno mnoho numerických modelů skutečných lidských hlasivek, ale podpůrný numerický model pro vývoj a optimalizaci syntetického modelu hlasivek z ÚT AV ČR doposud realizován nebyl.

Přínos naší práce spočívá tedy především ve vytvoření použitelného modelu pro pracovníky ÚT AV ČR, kteří se nadále věnují vývoji syntetických modelů hlasivek a experimentům s nimi. Náš model jim umožňuje optimalizaci práce a snížení časové náročnosti při přípravě experimentů a nastavování jejich parametrů.

Stejně tak jako jsou fyzikální modely zjednodušenou formou reálných objektů a dějů, i náš numerický model není dokonalou kopií modelu z ÚT AV ČR, ale jeho aproximací. V budoucnu může ale také sloužit jako základ pro další, pokročilejší podpůrné numerické modely hlasivek, které mohou obsahovat kupříkladu možnost předepnutí hlasivek, tak jak je to realizováno při experimentech pomocí šroubů nastavitelného přípravku, a další užitečné parametry, které ho ještě více přiblíží skutečnosti.

## 6 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo vytvořit numerické modely syntetických hlasivek vyvinutých na Ústavu termomechaniky AV ČR ve frekvenční oblasti a interakce syntetických hlasivek s prouděním. Tento výpočetní model má sloužit k optimalizaci vývoje toho syntetického. Vlastní frekvence je užitečné znát, poněvadž frekvence samobuzeného kmitání jim bývají blízké. Model interakce hlasivek s prouděním je dalším krokem k věrnějšímu zobrazení fyzikálního modelu.

V teoretické části práce byly rozebrány anatomicko-fyziologické i fyzikální aspekty fonace. Byla zde popsána stavba hlasového ústrojí člověka zaměřená především na podrobný popis oblasti hrtanu blízké hlasivkám. Také zde byla vysvětlena fyzikální podstata oscilace hlasivek a popsány základní jevy a děje spojené s prouděním tekutin. V závěru teoretické části byly rozebrány hlasové poruchy a metody jejich terapie, jelikož tato témata jsou významným podnětem k výzkumu fonace.

Metodikou výzkumu počíná experimentální část práce. Byly zde vysvětleny principy numerických simulací a představen zvolený software pro jejich realizaci. Dále byl v této části rozebrán světový kontext fyzikálních modelů hlasivek vyvíjených různými výzkumnými skupinami. Dále zde byl popsán proces tvorby modelů pro modální analýzu i interakci syntetických hlasivek s prouděním následovaný analýzou výsledků z těchto modelů získaných.

Všechny cíle práce byly splněny a modely v požadovaném rozsahu vytvořeny. Jelikož je náš numerický model interakce syntetických hlasivek s prouděním, jenž je virtuálním obrazem syntetického modelu vyvíjeného na Ústavu termomechaniky Akademie věd ČR a experimentů na něm prováděných, prvním takovým sestrojeným modelem, lze experiment považovat za úspěšný. Přesto existuje prostor pro jeho další vývoj a ještě větší přiblížení realitě.

## Seznam použité literatury

ARAKERI, Jaywant H. a P. N. SHANKAR. 2012. Ludwig Prandtl and Boundary Layers in Fluid Flow. *Resonance*. 5(12), s. 48–63. DOI 10.1007/BF02840395.

BECKER, Stefan; Stefan KNIESBURGES; Stefan MÜLLER; Antonio DELGADO; Gerhard LINK et al. 2009. Flow-structure-acoustic interaction in a human voice model. *Journal of the Acoustical Society of America*. 125(3), s. 1351–1361. DOI 10.1121/1.3068444.

van den BERG, J.; J. ZANTEMA a P. DOORNENBAL. 1957. On the air resistance and Bernoulli effect of the human larynx. *Journal of the Acoustical Society of America*. 5(2), s. 239–40. DOI 10.1121/1.1908987.

BHATT, Pankaj. 2010. *Maximum Marks Maximum Knowledge in Physics*. New Delhi: Allied Publishers. ISBN 9788184244441.

BOGAC, Tur; Lucia GÜHRING; Olaf WENDLER; Samuel SCHLICHT; Dietmar DRUMMER et al. 2023. Effect of Ligament Fibers on Dynamics of Synthetic, Self-Oscillating Vocal Folds in a Biomimetic Larynx Model. *Bioengineering*. 10(10), s. 1130. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/bioengineering10101130>.

BRENNEN, Christopher E. 2006. An internet book on fluid dynamics. INDEX for INTERNET BOOK ON FLUID DYNAMICS. online. Dostupné z: <http://brennen.caltech.edu/fluidbook/Fluidcharacteristics/fluidproperties/viscosity.pdf>

CHOTIPANICH, Adit. 2021. Total Laryngectomy: A Review of Surgical Techniques. online. *Cureus*. 13(9), e. 18181. Dostupné z: DOI 10.7759/cureus.18181.

COMSOL. © 2023. COMSOL. Online. Dostupné z: <https://www.comsol.com/>. [citováno 2023-11-11].

DÖLLINGER, Michael; Zhaoyan ZHANG; Stefan SCHODER; Petr ŠIDLOF; Bogac TUR et al. 2023. Overview on state-of-the-art numerical modeling of the phonation process. *Acta Acustica*. 7(25). Dostupné z: <https://doi.org/10.1051/aacus/2023014>.

FANT, Gunnar. 1970. *Acoustic theory of speech production*. 2nd ed. Mouton: The Hague Mouton & Co. ISBN 9027916004.

FONTES, Ed. 2018. FEM vs. FVM. Online. *COMSOL*. Dostupné z: <https://www.comsol.com/blogs/fem-vs-fvm/>. [citováno 2023-11-11].

FREI, Walter. 2013. Solutions to Linear Systems of Equations: Direct and Iterative Solvers. Online. *COMSOL*. Dostupné z: <https://www.comsol.com/blogs/solutions-linear-systems-equations-direct-iterative-solvers/>. [citováno 2023-11-11].

HIGUERAS, Inmaculada; Teo ROLDAN a Juan JOSÉ. 2016. *Torrens Numerical Simulation in Physics and Engineering: Lecture Notes of the XVI 'Jacques-Louis Lions' Spanish-French School*. Heidelberg: Springer. ISBN 978-3-319-32145-5.

HORÁČEK, Jaromír; Vítězslav BULA; Vojtěch RADOLF a Anne-Maria LAUKKANEN. 2021. Experimental modelling and human data of glottal area declination rate for vowel and semi-occluded vocal tract phonation. *Biomedical Signal Processing and Control*. s. 66, 102432. DOI 10.1016/j.bspc.2021.102432.

HORÁČEK, Jaromír; Vítězslav BULA; Vojtěch RADOLF a Petr ŠIDLOF. 2016. Impact Stress in a Self-Oscillating Model of Human Vocal Folds. *Journal of Vibration Engineering & Technologies*. 4(3), s. 183–190. ISSN 2321-3558.

HYAKUTAKE, Toru; Shinji DEGUCHI; Akiya SHIOTA; Yasunobu NISHIOKA; Shinichiro YANASE et al. 2006. Effect of constriction oscillation on flow for potential application to vocal fold mechanics: Numerical analysis and experiment. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*. 1(2), s. 290–303. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jbse/1/2/1\\_2\\_290/pdf](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jbse/1/2/1_2_290/pdf).

JIANG, H. a L. CHENG. 2017. Strouhal–Reynolds number relationship for flow past a circular cylinder. *Journal of Fluid Mechanics*. 832, s. 170–188. Dostupné z: <https://doi.org/10.1017/jfm.2017.685>.

KATSUTOSHI, Oe. 2021. An Electrolarynx Control Method Using Myoelectric Signals from the Neck. online. *JRM*. 33(4), s. 804–813. Dostupné z: <https://doi.org/10.20965/jrm.2021.p0804>.

von KEMPELEN, Wolfgang. 1791. *Mechanismus der menschlichen Sprache nebst der Beschreibung seiner sprechenden Maschine*. Vienna: J.V. Degen.

KLOZAR, Jan et al. 2021. *Speciální otorinolaryngologie*. 2. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-560-3.

KNIESBURGES, Stefan; Scott L. THOMSON; Anna BARNEY; Michael TRIEP; Petr ŠIDLOF et al. 2011. In vitro experimental investigation of voice production. *Current Bioinformatics*. 6(3), s. 305–322. DOI 10.2174/157489311796904637.

KNIESBURGES, Stefan; Veronika BIRK; Alexander LODERMEYER; Anne SCHÜTZENBERGER; Christopher BOHR et al. 2017. Effect of the ventricular folds in a synthetic larynx model. *Journal of Biomechanics*. 55(4), s. 128–133. DOI 10.1016/j.jbiomech.2017.02.021.

KRAUSERT, Christopher R.; Aleksandra E. OLSZEWSKI; Lindsay N. TAYLOR; James S. MCMURRAY; Seth H. DAILEY et al. 2011. Mucosal Wave Measurement and Visualization Techniques. *Journal of Voice*. 25(4), s. 395–405. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2010.02.001>.

KUCINSCHI, Bogdan R.; Ronald C. SCHERER; Kenneth J. D. WITT a T. T. M. NG. 2006. An experimental analysis of the pressures and flows within a driven mechanical model of phonation. *Journal of the Acoustic Society of America*. 119(5), s. 3011–3021. Dostupné z: <https://doi.org/10.1121/1.2186429>.

LASOTA, Martin; Petr ŠIDLOF; Manfred KALTENBACHER a Stefan SCHODER. 2021. Impact of the Sub-Grid Scale Turbulence Model in Aeroacoustic Simulation of Human Voice. *Applied Sciences*. 11(4), s. 1970. DOI 10.3390/app11041970.

LESTER-SMITH, Rosemary A.; Corine H. MILLER a Leora R. CHERNEY. 2023. Behavioral Therapy for Tremor or Dystonia Affecting Voice in Speakers with Hyperkinetic Dysarthria: A Systematic Review. online. *Journal of Voice*. 4(37), s. 56–573. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2021.03.026>.

LODERMEYER, Alexander; Matthias TAUTZ; Stefan BECKER; Michael DÖLLINGER; Veronika BIRK et al. 2018. Aeroacoustic analysis of the human phonation process based on a hybrid acoustic PIV approach. *Experiments in Fluids*. 59(1), s. 1–15. DOI 10.1007/s00348-017-2469-9.

LORENZ, Kai J. 2017. Rehabilitation after Total Laryngectomy — A Tribute to the Pioneers of Voice Restoration in the Last Two Centuries. Online. *Frontiers in Medicine*. vol. 4. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fmed.2017.00081>.



MASSARO, Nicola; Barbara VERRO; Giuseppe GRECO; Enzo CHIANETTA; Aurelio D'ECCLESIA et al. 2021. Quality of Life with Voice Prosthesis after Total Laryngectomy. online. *Iran J Otorhinolaryngol.* 33(118), s. 301–309. Dostupné z: doi: 10.22038/ijorl.2021.53724.2832.

MIGIMATSU, Kishin a Isao T. TOKUDA. 2019. Experimental study on nonlinear source-filter interaction using synthetic vocal fold models. *The Journal of the Acoustical Society of America.* 146(2), s. 983. DOI 10.1121/1.5120618.

MOTIE-SHIRAZI, Mohsen; Matías ZAÑARTU; Sean PETERSON a Byron ERATH. 2021. Vocal fold dynamics in a synthetic self-oscillating model: Intraglottal aerodynamic pressure and energy. *The Journal of the Acoustical Society of America.* 150(2), s. 1332–1345. Dostupné z: <https://doi.org/10.1121/10.0005882>.

NATIONAL INSTITUTE OF BIOMEDICAL IMAGING AND BIOENGINEERING. 2020. Computational Modeling. Online. *National Institutes of Health.* Dostupné z: <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/computational-modeling>. [citováno 2023-11-11].

NĚMCOVÁ, Martina. 2020. *Vlastní frekvence fyzikálního modelu lidských hlasivek*. Bakalářská práce. Liberec: Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií. Místo: Univerzitní knihovna Technické univerzity v Liberci, signatura V 202001803.

NERURKAR Nupur K., Vani K. GUPTA, Trishna CHITNIS a Asitama SARKAR. 2021. Phonotraumatic Lesions. online. *International Journal of Head and Neck Surgery.* 12(4). Dostupné z: <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10001-1512>.

NETTER, Frank H. 2020. *Netterův anatomický atlas člověka*. Brno: CPress. ISBN 978-80-264-3212-8.

PATEL, Sona; Anjali LODHAVIA; Saul FRANKFORD; Oleg KORUZYUKOV a Charles R. LARSON. 2016. Vocal and Neural Responses to Unexpected Changes in Voice Pitch Auditory Feedback During Register Transitions. *Journal of voice.* 30(6), s. 772.e33–772.e40. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2015.11.012>.

PERRINE, Brittany L. a Ronald C. SCHERER. 2023. Using a vertical three-mass computational model of the vocal folds to match human phonation of three adult males. *The Journal of the Acoustical Society of America.* 154(3), s. 1505–1525. Dostupné z: <https://doi.org/10.1121/10.0020847>.

RAKSHSHA, M., C. E. KEES a D. NEGRUT. 2021. Lagrangian vs. Eulerian: An Analysis of Two Solution Methods for Free Surface Flows and Fluid Solid Interaction Problems. online. *Fluids*. 6(12), s. 460. ISSN 2311-5521. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/fluids6120460>.

SAPIENZA, Christine a Bari HOFFMAN. 2022. *Voice Disorders*. 4th ed. San Diego: Plural Publishing, Inc. ISBN 1635502519.

SCHERER, Ronald C.; Daoud SHINWARI; Kenneth J. D. WITT; Chao ZHANG; Bogdan R. KUCINSCHI et al. 2001. Intraglottal pressure profiles for a symmetric and oblique glottis with a divergence angle of 10 degrees. *Journal of the Acoustic Society of America*. 109(4), s. 1616–1630. Dostupné z: <https://doi.org/10.1121/1.1333420>.

SCHERER, Ronald C.; Kenneth J. D. WITT a Bogdan R. KUCINSCHI. 2001. The effect of exit radii on intraglottal pressure distributions in the convergent glottis. *Journal of the Acoustic Society of America*. 110(5), s. 2267–2269. Dostupné z: <https://doi.org/10.1121/1.1408255>.

SEMMLER, Marion; Stefan KNIESBURGES; Jonas PARCHENT; Bernhard JAKUBAß, B.; Maik ZIMMERMANN et al. 2017. Endoscopic Laser-Based 3D Imaging for Functional Voice Diagnostics. *Applied Sciences*. 7(6), s. 600. DOI 10.3390/app7060600.

SHAW, Stephanie M.; Scott L. THOMSON; Christopher DROMEY a Simeon SMITH. 2012. Frequency response of synthetic vocal fold models with linear and nonlinear material properties. *Journal of Speech Language and Hearing Research*. 55, s. 1395–1406. Dostupné z: [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2012/11-0153\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2012/11-0153)).

ŠIDLOF, Petr; Olivier DOARÉ; Olivier CADOT a Antoine CHAIGNE. 2011. Measurement of flow separation in a human vocal folds model. *Experiments in Fluids*. 51, s. 123–136. DOI 10.1007/s00348-010-1031-9.

TAYLOR, Cassandra J.; Scott L. THOMSON. 2022. Optimization of Synthetic Vocal Fold Models for Glottal Closure. *Journal of Engineering and Science in Medical Diagnostics and Therapy*. 5(3): 031106. Dostupné z: <https://doi.org/10.1115/1.4054194>.

THOMSON, S. L., L. MONGEAU a S. FRANKEL. 2005. Aerodynamic transfer of energy to the vocal folds. *Journal of the Acoustical Society of America*. 118(3 Pt 1), s. 1689–1700. DOI 10.1121/1.2000787.

TITZE, Ingo R. 2000. *Principles of Voice Production*. Englewood Cliffs: Prentice Hall. ISBN 0-13-717893-X.

TUR, Boğaç; Lucia GÜHRING; Olaf WENDLER; Samuel SCHLICHT; Stefan KNIESBURGES et al. 2023. Effect of Ligament Fibers on Dynamics of Synthetic, Self-Oscillating Vocal Folds in a Biomimetic Larynx Model. *Bioengineering*. 10(10), s.1130. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/bioengineering10101130>.

URUBA, Václav. 2019. Reynolds number in laminar flows and in turbulence. *AIP Conference Proceedings*. 2118(1). Dostupné z: <https://doi.org/10.1063/1.5114728>.

VAMPOLA, Tomáš; Jaromír HORÁČEK; Vojtěch RADOLF; Jan G. ŠVEC a Anne-Maria LAUKKANEN. 2020. Influence of nasal cavities on voice quality: Computer simulations and experiments. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 148(5), s. 3218–3231. DOI 10.1121/10.0002487.

WEGEL, R. L. 1929. Theory of vibration of the larynx (A). *Journal of the Acoustic Society of America*. 1(1), s. 1–21. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/j.1538-7305.1930.tb01256.x>.

WHITE, Frank M. 2011. *Fluid Mechanics*. 7th ed. New York: McGraw-Hill. ISBN 978-0-07-352934-9.

WRIGHT, Cameron D.; Shuben LI; Abraham D. GELLER; Michael LANUTI; Henning A. GAISSERT et al. 2019. Postintubation Tracheal Stenosis: Management and Results 1993 to 2017. online. *The Annals of Thoracic Surgery*. 108(5), s. 1471–1477. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2019.05.050>.

XUE, Q.; R. MITTAL; X. ZHENG a S. Bielamowicz. 2012. Computational modeling of phonatory dynamics in a tubular three-dimensional model of the human larynx. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 132, s. 1602–1613. Dostupné z: <https://doi.org/10.1121/1.4740485>.

ZHANG, Zhaoyan; Jody KREIMAN; Bruce GERRATT a Marc GARELLEK. 2013. Acoustic and perceptual effects of changes in body layer stiffness in symmetric and asymmetric vocal fold models. *Journal of the Acoustic Society of America*. 133, s. 453–462. Dostupné z: <https://doi.org/10.1121/1.4770235>.

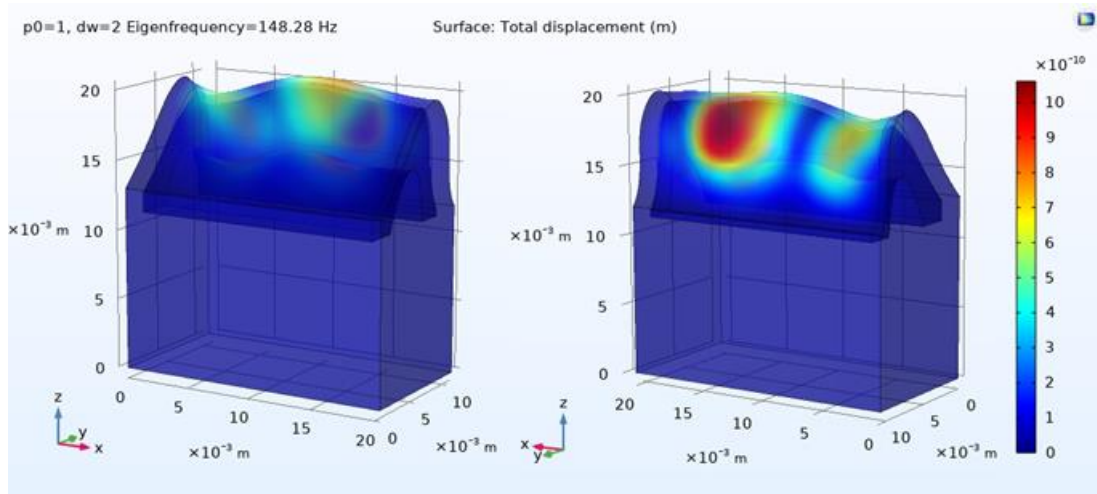
ZHANG, Zhaoyan; Juergen NEUBAUER a David A. BERRY. 2009. Influence of vocal fold stiffness and acoustic loading on flow-induced vibration of a single-layer vocal fold model. *J Sound Vib.* 322(1-2), s. 299–313. DOI 10.1016/j.jsv.2008.11.009.

## **Seznam příloh**

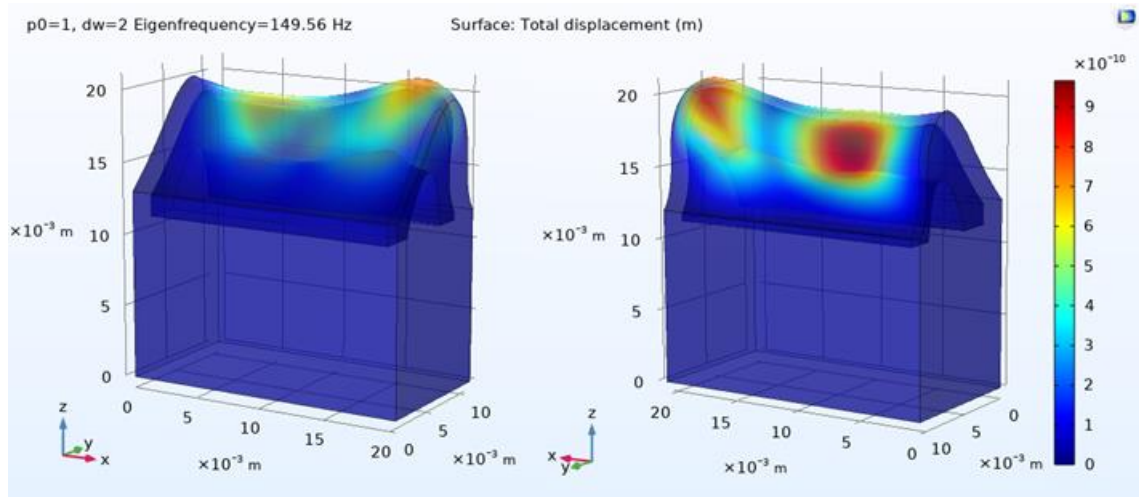
Příloha A: Vlastní tvary na zbylých frekvencích

Příloha B: Vybrané snímky 2D simulace FSI

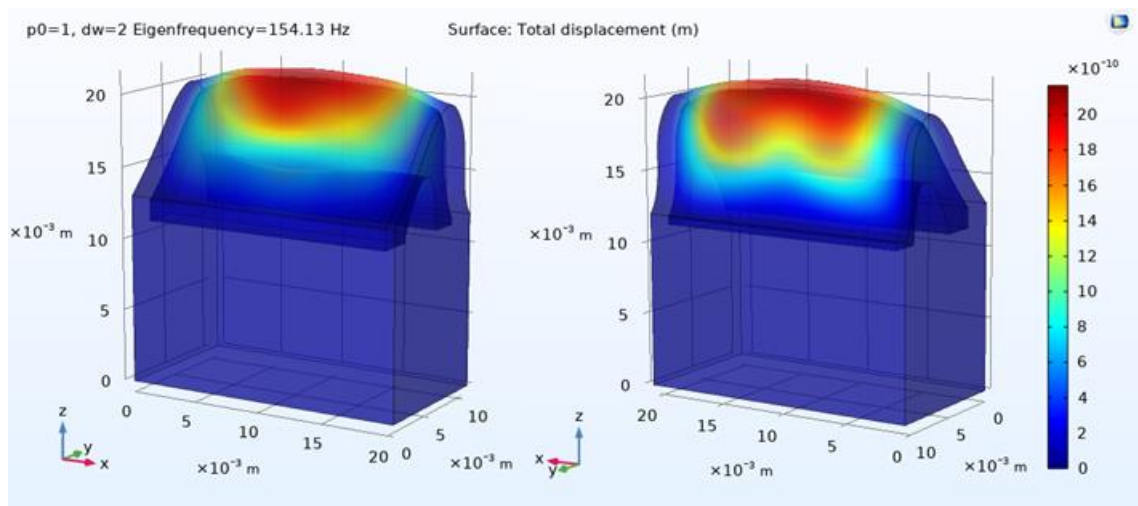
## Příloha A: Vlastní tvary na zbylých frekvencích



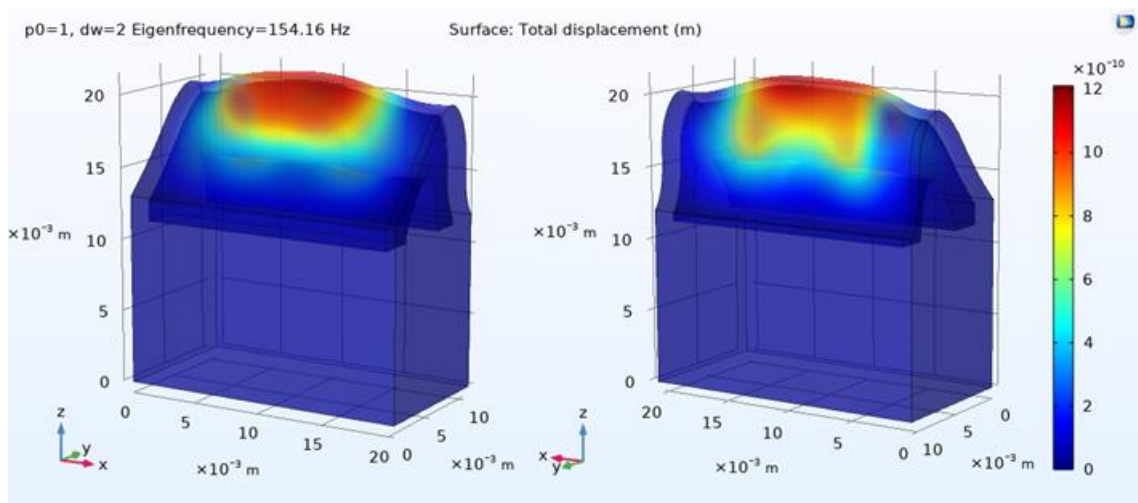
Obr. 51: Sedmý mód kmitu



Obr. 52: Osmý mód kmitu

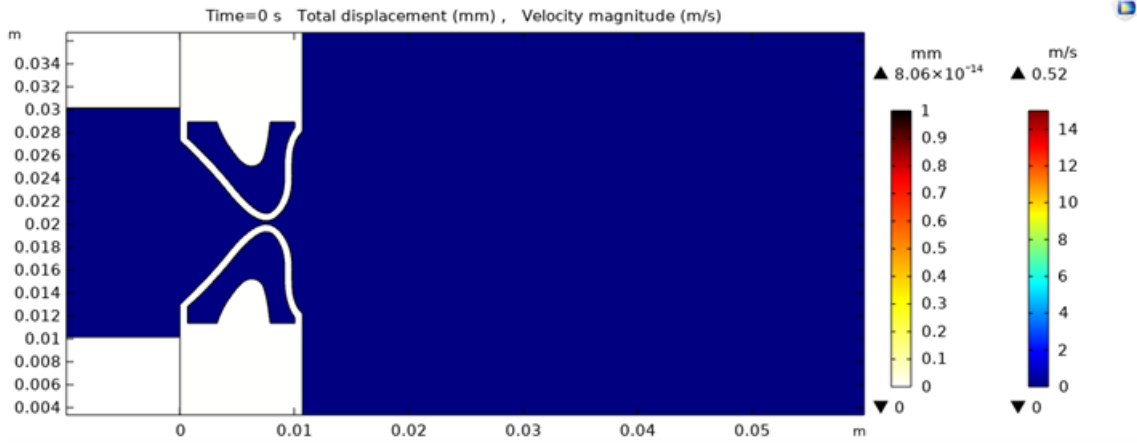


Obr. 53: Devátý mód kmitu

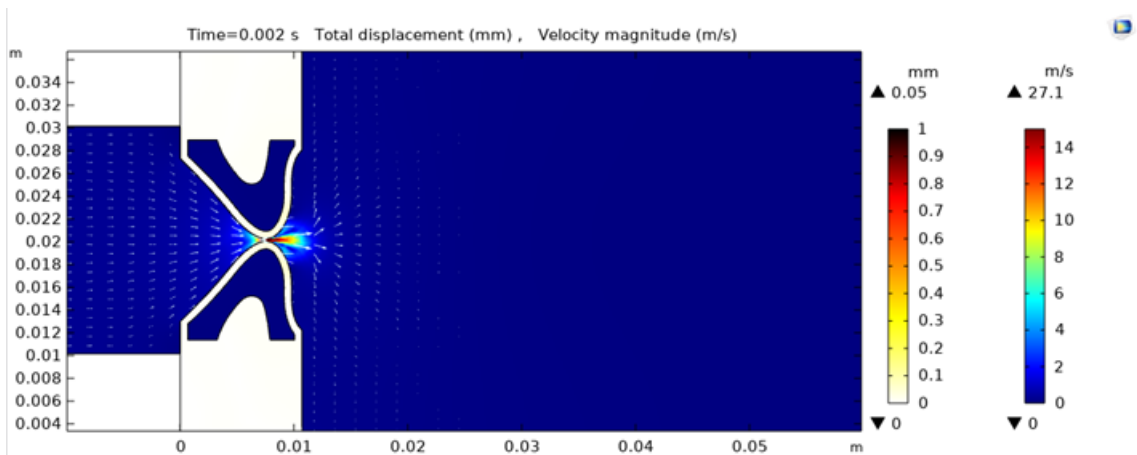


Obr. 54: Desátý mód kmitu

## Příloha B: Vybrané snímky 2D simulace FSI

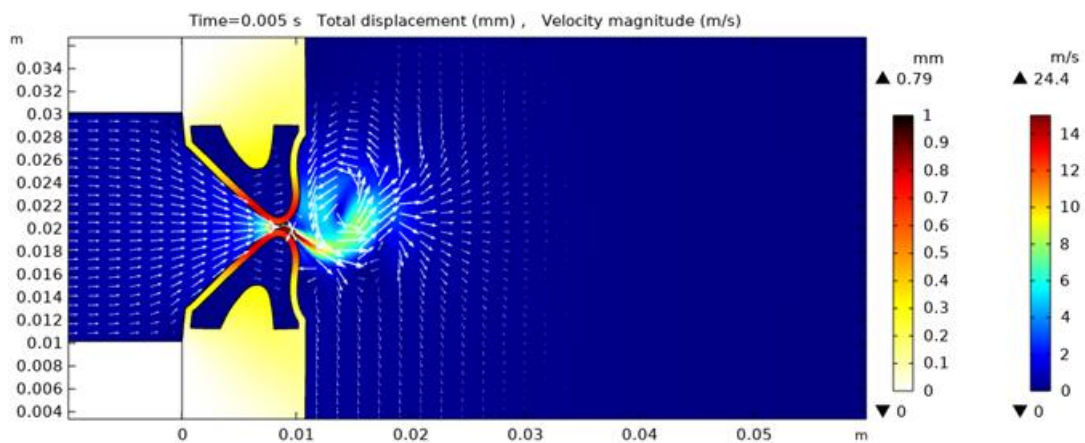


Obr. 55: Snímek v čase  $t=0$  s

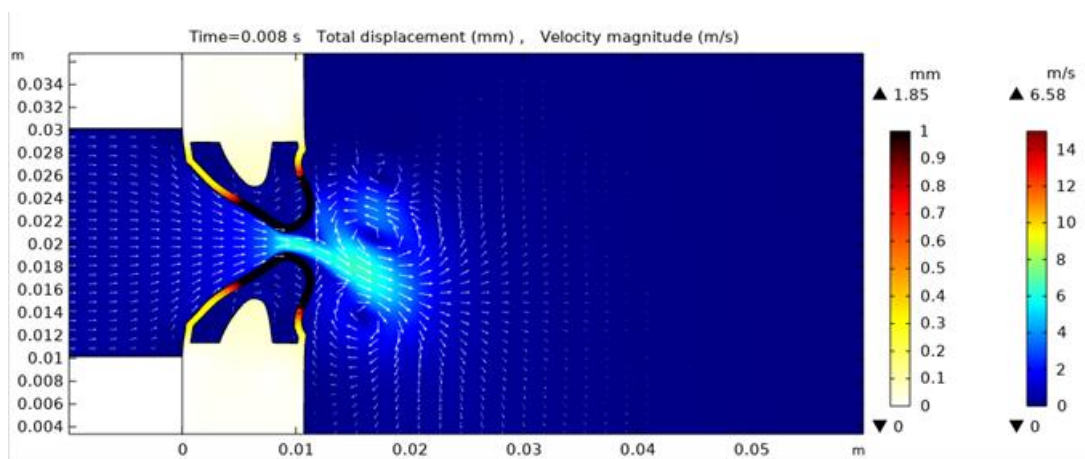


Obr. 56: Snímek v čase  $t=0,002$  s

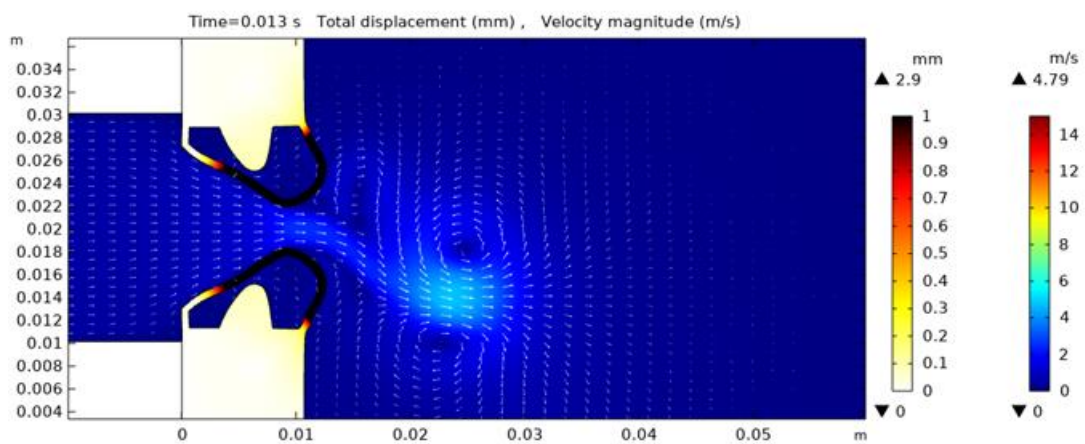




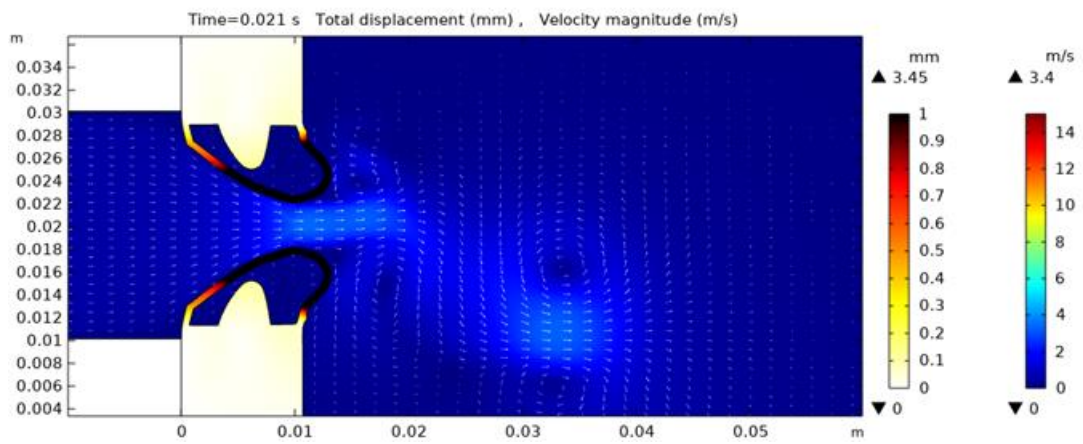
Obr. 57: Snímek v čase  $t=0,005$  s



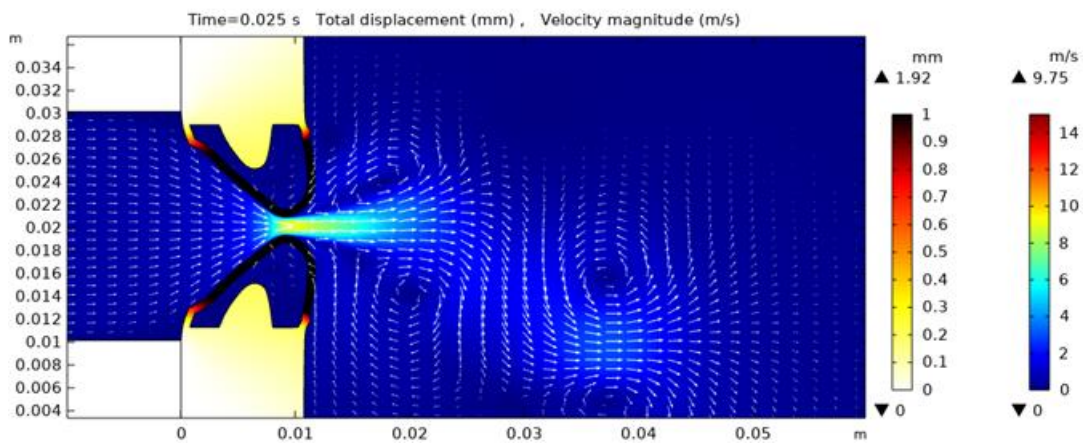
Obr. 58: Snímek v čase  $t=0,008$  s



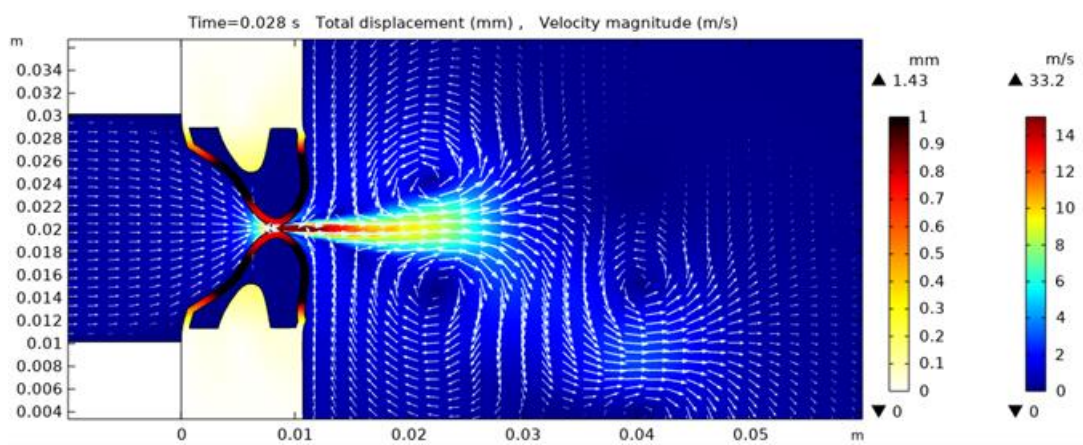
Obr. 59: Snímek v čase  $t=0,013$  s



Obr. 60: Snímek v čase  $t=0,021$  s

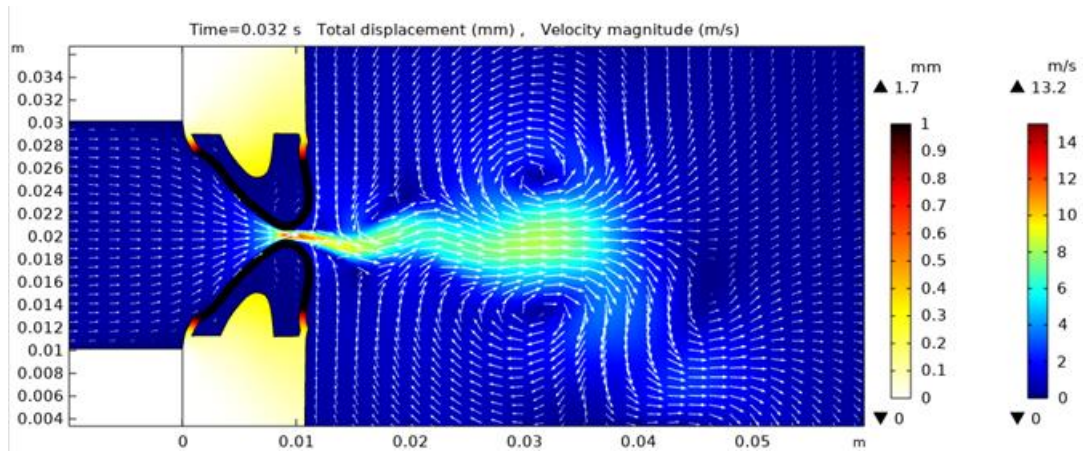


Obr. 61: Snímek v čase  $t=0,025$  s

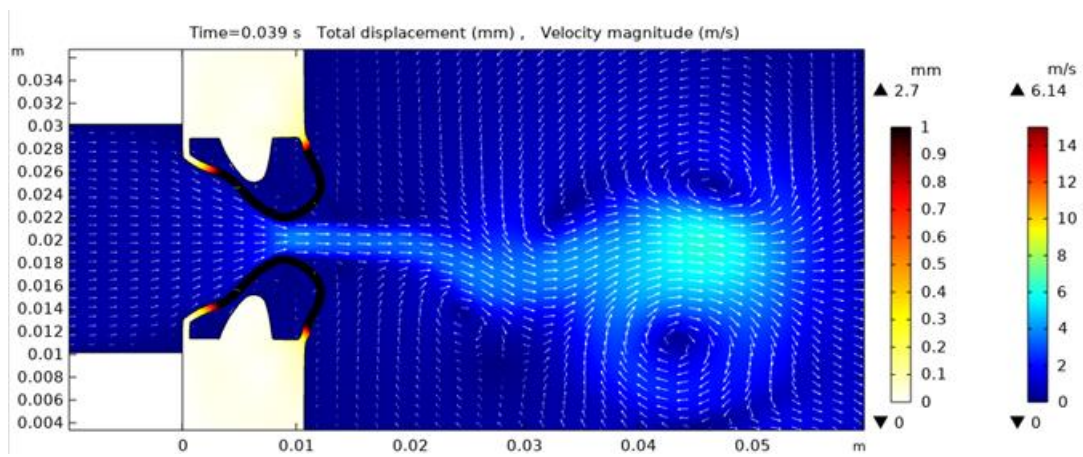


Obr. 62: Snímek v čase  $t=0,028$  s

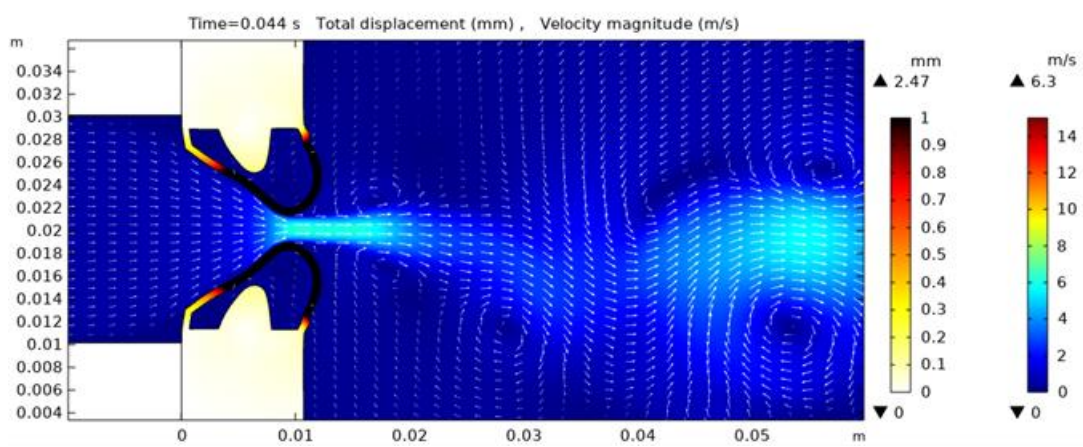




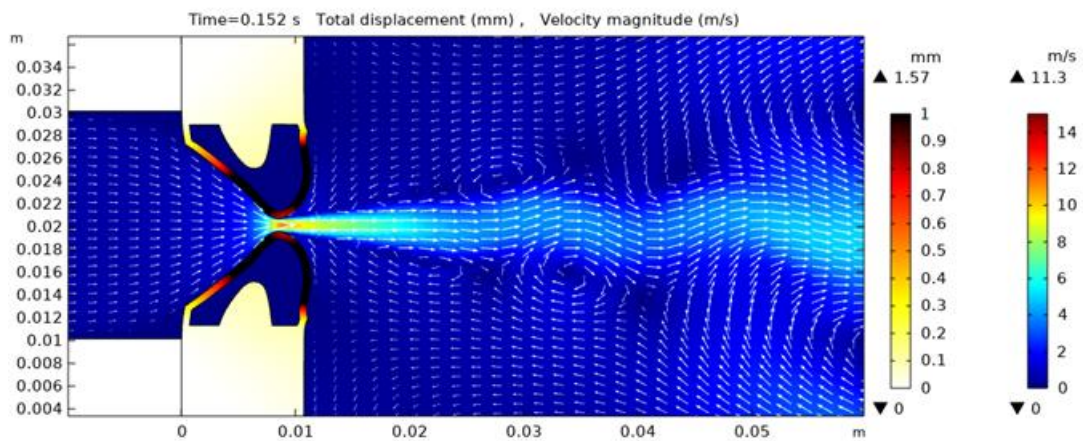
Obr. 63: Snímek v čase  $t=0,032$  s



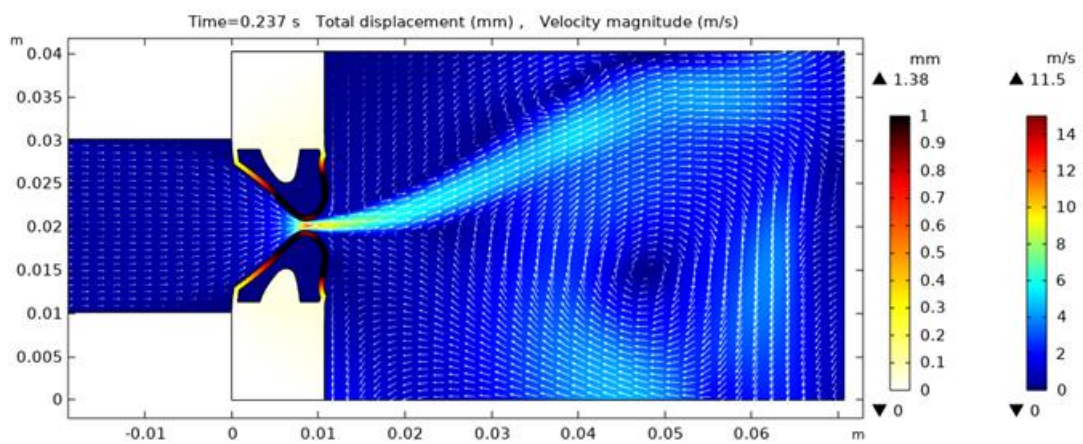
Obr. 64: Snímek v čase  $t=0,039$  s



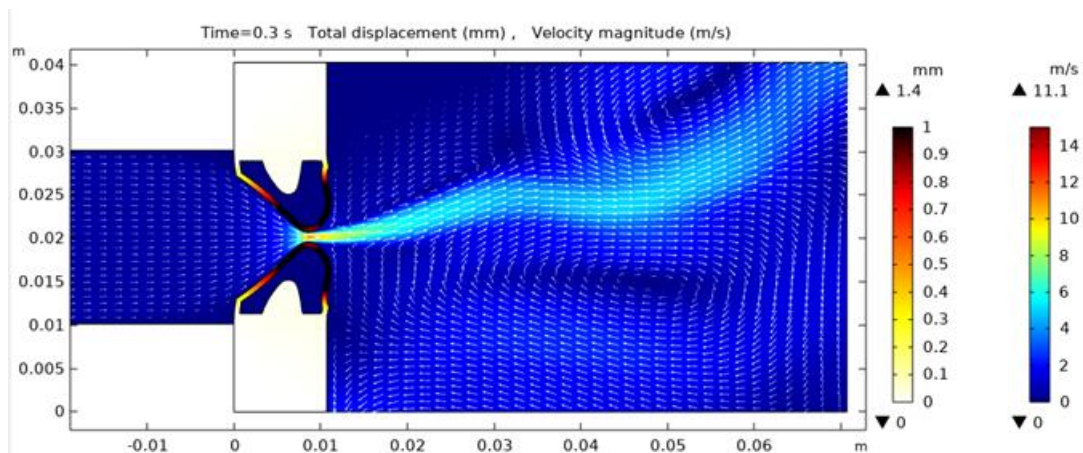
Obr. 65: Snímek v čase  $t=0,044$  s



Obr. 66: Snímek v čase  $t=0,152$  s



Obr. 67: Snímek v čase  $t=0,237$  s



Obr. 68: Snímek v čase  $t=0,3$  s